Aus dem Sonderforschungsbereich 92
"Biologie der Mundhöhle"
(Sprecher: Prof. Dr. G. Siebert)

aus der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
(Direktor: Prof. Dr. R. Naujoks)

UNTERSUCHUNGEN ZUM VISKOELASTISCHEN VERFORMUNGSVERHALTEN DER ZAHNHARTSUBSTANZ IN MIKROBEREICHEN

Inaugural-Dissertation

verfaßt und der
Hohen Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg
zur
Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde

vorgelegt von

Joachim Götz

aus Miltenberg

Würzburg, den 20. Dezember 1979

1980

Aus dem Sonderforschungsbereich 92
"Biologie der Mundhöhle"
(Sprecher: Prof. Dr. G. Siebert)

aus der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
(Direktor: Prof. Dr. R. Naujoks)

UNTERSUCHUNGEN ZUM VISKOELASTISCHEN VERFORMUNGSVERHALTEN DER ZAHNHARTSUBSTANZ IN MIKROBEREICHEN

Inaugural-Dissertation

verfaßt und der
Hohen Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg
zur
Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde

vorgelegt von

Joachim Götz

aus Miltenberg

Würzburg, den 20. Dezember 1979

Referent:	Prof. Dr. F. Gehring
Korreferent:	Prof. Dr. R. Naujoks
Dekan:	Prof. Dr. K.-H. Wulf

Tag der mündlichen Prüfung: 26. Februar 1980

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Universität Würzburg

Meinen Eltern in Dankbarkeit gewidmet

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41543521_0088

INHALTSVERZEICHNIS

		Seite
I.	Einleitung und Problemstellung	1
II.	Literaturübersicht	3
III.	Methode	14
IV.	Material	19
V.	Darstellung der Meßwerte und Ergebnisse	21
1.	Auswertung und Zusammenstellung der Meßergebnisse	21
2.	Ergebnisse: Prämolar eines 14-jährigen Patienten	25
3.	Ergebnisse: Prämolar eines 30-jährigen Patienten	31
4.	Ergebnisse: Prämolar eines 50-jährigen Patienten	34
5.	Bestimmung der Vickers - Härte aus optischer Diagonalenmessung der Eindrücke	38
6.	Beziehung zwischen plastischer und elastischer Verformbarkeit	39
VI.	Diskussion	42
1.	Abnahme der Schmelzhärte von der Zahnoberfläche zur Schmelz-Dentingrenze	42
2.	Härte des Fissurenschmelzes im Vergleich zum normalen Zahnschmelz	43
3.	Vergleich der Vickershärtewerte zwischen Dentin, Interglobulardentin und pulpennahem Dentin	43
4.	Zusammenhang zwischen Vickershärte H_V und plastischer Verformung P	44

5. Beziehung zwischen plastischer, elastischer und Gesamtverformbarkeit 45
6. Mechanische Verformbarkeit im Bereich der Kariesstelle 46
7. Veränderung der mechanischen Eigenschaften von Schmelz und Dentin in Abhängigkeit vom Alter des Zahnes 46
8. Notwendige Bedingungen für das Vermeiden systematischer Fehler 47
9. Bemerkungen zur Reproduzierbarkeit und zu weiteren Anwendungen der Methode 48

VII. Zusammenfassung 50
VIII. Literaturverzeichnis 52

UNTERSUCHUNGEN ZUM VISKOELASTISCHEN VERFORMUNGSVERHALTEN DER ZAHNHARTSUBSTANZ IN MIKROBEREICHEN*

I. EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG

Seit dem Ende des letzten Jahrhunderts wurden die mechanischen Eigenschaften der härtesten Substanz des menschlichen Körpers, der Zahnhartsubstanz, in zunehmendem Maße mit quantitativen Meßmethoden untersucht. Für solche Untersuchungen wurden in der Regel Meßverfahren verwendet, die für Materialprüfungen der Technik, vor allem in der Metallbearbeitung, entwickelt worden waren.

Nun sind aber Schmelz und Dentin eines Zahnes zwar in bezug auf ihre Härte mit Metallen vergleichbar, aufgrund ihrer chemischen Zusammensetzung sind sie aber eher modernen Kunststoffen zuzuordnen. Genau betrachtet muß man diese Strukturen als Verbundwerkstoffe bzw. Verbundmaterialien ansehen, denn sie bestehen aus großräumig geordneten anorganischen Strukturen, die durch organisches Material verbunden sind. RUNHAM und Mitarbeiter (40) waren wohl die ersten, die Analogien zwischen Aufbau und Eigenschaften von technischen Verbundstoffen und Zahnhartgewebe feststellten. Die Zahnhartsubstanz zeigt demnach wie solche Materialien und organische Kunststoffe ein visko-elastisches Verhalten.

Für die Erfassung der mechanischen Eigenschaften der Zahnhartsubstanz genügt demnach nicht die Bestimmung der Eindruckhärte wie bei Metallen. Es ist vielmehr der Einfluß des visko-elastischen Verhaltens auf die Härtebestimmung zu berücksichtigen. Außerdem würde eine

---

* Diese Arbeit wurde mit Sondermitteln der Deutschen Forschungsgemeinschaft im Rahmen des Sonderforschungsbereiches 92 "Biologie der Mundhöhle" gefördert.

Erfassung der elastischen Eigenschaften und der Fließvorgänge zu einer besseren Charakterisierung der Substanzeigenschaften führen.

Da die Anwendung der Härtemeßverfahren aus der Metallprüfungstechnik wegen der Nichtberücksichtigung dieser Materialeigenschaften bisher zu teilweise fehlerhaften und unvollständigen Ergebnissen führt, wurde versucht, geeignete Verfahren für die Untersuchung von Zahnhartgewebe zu modifizieren (GABRIEL (14), GABRIEL, KLINGER, NAUJOKS (15)). Erste Ergebnisse mit der so entstandenen Untersuchungstechnik wurden an anderer Stelle veröffentlicht (FUß (13), REGNER (37), HOFMANN (39)).

In der vorliegenden Arbeit soll nun untersucht werden, inwieweit die Ergebnisse bei Eindruckhärtemessungen durch die Eindringzeit beeinflußt werden, und inwiefern weitere zusätzlich erfaßte Meßgrößen zu einer besseren Vergleichbarkeit von Eindruckmessungen führen können. Außerdem ist die Leistungsfähigkeit von Apparatur und Methode durch Messungen an verschiedenen Schichten von 3 menschlichen Zähnen unterschiedlichen biologischen Alters zu demonstrieren. Dabei soll gegenüber dem bisherigen Stand der Technik eine bessere Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der Messungen durch Analyse der systematischen und zufälligen Fehlerquellen erreicht werden.

II. LITERATURÜBERSICHT

Bei den Methoden, die bisher zur Bestimmung von plastischen Eigenschaften (Härte) der Zahnhartgewebe verwendet wurden, unterscheidet man statische oder Eindruckverfahren (z. B. nach BRINELL, KNOOP, ROCKWELL oder VICKERS) und dynamische oder Ritzverfahren.* Ein Vergleich der mit diesen Methoden gemessenen Werte ist nicht oder nur sehr schwer möglich, da sie verfahrensabhängige Werte liefern. Aber auch beim Vergleich von Meßwerten, die mit der gleichen Meßmethode gewonnen wurden, treten bei den Meßergebnissen große Schwankungen auf, die nicht auf biologische Schwankungen zurückzuführen sind, sondern methodische Ursachen haben.

In der folgenden Tabelle soll aufgezeigt werden, in welcher Größenordnung sich die unterschiedlichen Werte bei VICKERS- und KNOOP-Härtemessungen und bei der Bestimmung der Elastizitätsmoduln von Schmelz und Dentin bewegen (gewonnen mit Methoden der Materialprüftechnik). Die Angaben sind als Ergänzung der Ergebnisse von FUß (13) anzusehen. Eine vollständige Erfassung der vorhandenen Literatur sollte nicht erreicht werden. Es wurde versucht, vor allem die Arbeiten zu erfassen, die außer den plastischen Kenngrößen (Härte) auch die elastischen Verformungen berücksichtigen bzw. elastische Kenngrößen angeben.

---

* Als zur Zeit beste und umfangreichste deutschsprachige Einführung in die Härtemeßtechnik sind die Bücher von MOTT (27) und BÜCKLE (6) zu nennen.

Tabelle 1: Vergleich der in der Literatur gefundenen Werte für H_V, H_K und der Elastizitätsmoduln für Schmelz und Dentin

Die Abkürzungen bedeuten:

H_V	Eindruckhärte nach VICKERS
H_K	Eindruckhärte nach KNOOP
E - modul	Elastizitätsmodul
Schm	Schmelz
Dent	Dentin

Die Tabelle enthält nur Angaben über menschliche Zähne, wenn nichts anderes erwähnt.

Jahr	Verfasser	Prüf-last (g)	Belastungs-zeit (sec.)	H_V (kp/mm^2) Schm	Den
1942	(47) Souder, W. Paffenbarger, G.C.				
1952	(33) Peyton, F.A. Mahler, D.B. Hershenov, B.	500			
1952	(50) Swartz, M.L. Phillips, R.W.				
1958	(8) Craig, R.G. Peyton, F.A.	3,4 psi/ min			
1958	(46) Skinner, E.E.				
1958	(9) Craig, R.G. Peyton, F.A.	50	15		
1958	(48) Stanford, J.W. Paffenbarger, G.C. Kumpula, J.W. Sweeney, W.T.				
1958	(43) Schramm, E.	50	15	424-437	
1959	(52) Tyldesley, W.R.	500			
1959	(7) Craig, R.G. Gehring, P.E. Peyton, F.A.	10	15		
1960	(49) Stanford, J.W. Weigel, K.V. Paffenbarger, G.C.				
1961	(41) Ryge, G. Foley, D.E. Fairhurst, C.W.	1 5 10 25 50 100 500 1000 10000	20	- - 242 270 303 348 339 335 254	- - 71 73 65 80 69 71 74
1961	(32) Nose, K.	100		121-135	20-29
1961	(10) Craig, R.G. Peyton, F.A. Johnson, D.W.	3,4 psi/ min			

p/mm^2) Dent	E - modul (kp/mm^2) Schm	Dent	Berücksichtigung des biologischen Zahnalters
55			nein
63		1, 17x10^3	nein
			nein
		5, 12x10^3	nein
65			nein
68			nein
	1, 2-5, 7 x10^3	1, 5x10^3	nein
			nein
	1, 3x10^4	1, 25x10^3	ja
52-71			nein
	2-6, 3 x10^3	1, 1x10^3	ja
30 58 68 61 72 69 71 82 -			nein
		6, 1-7 x10^2	ja
	7-8, 6 x10^3		nein

Jahr	Verfasser	Prüflast (g)	Belastungszeit (sec.)	H_V (kp/mm^2) Schm	De
1962	(30) Newbrun, E.				
1962	(3) Balle, D.	200/50		323	
1963	(42) Schirbort, K.	50	15	326-358	
1965	(4) Baud, C.A. Lobjoie, D.P.			280-400	55-65
1965	(34) Pothmann, C.	50	20		77-84
1966	(25) Liss, J.	200	10		
1966	(38) Riefenstahl, P.	50	15	324-370	
1967	(1) Aeschbacher, M.	200	12		
1967	(24) Lehmann, M.L.	2835			
1970	(17) Gillmore, R.S. Pollack, R.R. Katz, J.L.	Zur Bestimmung der Werte wurde ein Ultraschall-Interferometer benutzt			
1972	(18) Hegdahl, T. Hagebö, T.	40 15 60 30	10	319 322	68 67
1973	(26) Miake, K. Chang, C.H. Matsui, T.				60,
1973	(44) Seiller, W.	6, 12, 24 48, 96	10	591	18
1974	(28) Nakayama, W. Hall, D. Grenoble, D. Katz, J.L.	Ultraschall-Interferometer			
1975	(12) Fukuda, K. Higashi, S. Miake, K. Matsui, T.			264-268	
1976	(35) Purdell-Lewis, D. Groeneveld, A. Arends, J.	15	30		

kp/mm^2) m	Dent	E - modul (kp/mm^2) Schm	Dent	Berücksichtigung des biologischen Zahnalters
	63±5			nein
				nein
				ja
				nein
				ja
				nein
				ja
				nein
			$3,5x10^2$	ja
		$7,4x10^3$ Rinderzahn!	$2,12x10^3$	nein
				nein
				ja
				nein
			$7,7x10^3$	nein
				ja
9- 0				nein

Da die Eindruckhärtemessung ein lastabhängiges Verfahren ist, kommt der verwendeten Prüflast eine besondere Bedeutung bei der Bestimmung der Härtewerte zu. Diese sind nur dann unmittelbar vergleichbar, wenn gleiche Belastungsgewichte verwendet werden. Nach BÜCKLE (6) ist die Mikrohärteprüfung definiert für Prüfkräfte unter 200 g (1,962 N), wobei der genannte Wert als äußerster Grenzwert zu betrachten ist. Mit diesem Problem der Lastabhängigkeit der Meßwerte bei der Untersuchung von Zahnhartsubstanzen beschäftigten sich besonders RYGE, FOLEY und FAIRHURST (41) sowie HEGDAHL und HAGEBÖ (18). Beide kamen zu dem Ergebnis, daß die Härtewerte besonders bei niedrigen Prüfkräften lastabhängig sind und bis zu einem Wert von etwa 100g (0,981 N) ansteigen. HEGDAHL und HAGEBÖ (18) geben für Dentin allerdings einen Abfall der Härte bei steigender Prüflast an. Bei einem Vergleich von KNOOP- und VICKERSwerten finden RYGE und Mitarbeiter (41) für jedes Material die gleiche Härte, vorausgesetzt das Belastungsgewicht beträgt 50g (0,49 N) - 100g (0,981 N). Um genauere Ergebnisse zu erzielen, empfiehlt SEILLER (44) die Messungen mit mehreren Prüflasten durchzuführen, die VICKERS-Mikrohärte auf die gleiche Eindruckgröße zu beziehen und für die Belastungsabhängigkeit den Meyer-Exponenten anzugeben.

In den in der Tabelle 1 angegebenen Arbeiten wird nicht näher darauf eingegangen, ob die zur Erzeugung der Eindruckmarken gewählten Belastungszeiten ausreichen, um den Eindringvorgang zum Abschluß kommen zu lassen. Nach GABRIEL, KLINGER und NAUJOKS (15) ist allerdings der zeitliche Verlauf des Eindringvorgangs zur objektiveren Charakterisierung der Härte von wesentlicher Bedeutung. Während bei den meisten Autoren eine Belastungszeit von 10 - 20 Sekunden angegeben wird, postulieren GABRIEL et al. (15) eine Dauer von 1 - 2 Minuten. Erklärt wird diese Forderung mit elastischen und plastischen Verformungen im Zahnhartgewebe während des Eindringens des Prüfdiamanten. Die damit verbundene elastische Rückverformung blieb bei den in der Literatur beschriebenen Mikrohärtemessungen weitgehend unberücksichtigt. Die Berücksichtigung dieser bisher kaum be-

achteten Zusammenhänge ist ein wesentlicher Teil der vorliegenden Arbeit, darauf wird später im Zusammenhang mit der Meßmethode noch näher eingegangen werden.

Die Aufbewahrungsart des Zahnmaterials vom Zeitpunkt der Extraktion bis zur Härtebestimmung hat ebenfalls einen großen Einfluß auf die späteren Meßergebnisse. Viele Autoren bevorzugen für die Fixierung der Zähne eine Formalinlösung (POTHMANN (34), HEGDAHL und HAGEBÖ (18), MIAKE et al. (26), FUKUDA et al. (12), TOTAH (51)). Demgegenüber findet RIEFENSTAHL (38), daß in Formalin aufbewahrtes Zahnmaterial eine Härtung erfährt. Er empfiehlt eine Aufbewahrung in physiologischer Kochsalzlösung. BORN (5) jedoch beobachtete bei 0,9 prozentiger Kochsalzlösung eine Quellung der Zähne. Einigkeit besteht bei allen Autoren, die sich mit den Einflüssen der Lagerung befassen, darüber, daß eine trockene Lagerung des Untersuchungsgutes zu einer Nachhärtung und zu größerer Sprödigkeit führt.

Die bisher besprochenen Einflüsse auf die Meßwerte beruhen auf Unterschieden in der Vorbehandlung der Zähne und auf den verschiedenen Meßverfahren. Das Ziel jeder Messung ist aber die Objektivierung von Unterschieden in der Meßgröße, die in der zu untersuchenden Substanz selbst begründet sind.

Bei der Untersuchung der Härtevariation im Innern eines Zahnes, ausgehend von der Zahnoberfläche, finden BAUD und LOBJOIE (4) sowie HERRMANN (19) eine etwa 100 µ starke Außenschicht, die eine wesentlich größere Härte aufweist, als der übrige Schmelz. Diese Auffassung unterstützt auch die Ergebnisse von SCHRAMM (43), SCHIRBORT (42) sowie von HODGE und McKAY (21). Sie steht allerdings im Widerspruch zu AKTINSON und SAUNSBURRY (2), die keine speziell härtere Außenzone beobachteten. Die Mehrzahl der Autoren stellt einen signifikanten Härteabfall fest von der Oberfläche der Zahnkrone bis zur Schmelz-Dentingrenze (BALLE (3), SCHIRBORT (42), AKTINSON et al. (2), BAUD und LOBJOIE (4), FUKUDA et al. (12), HERRMANN (19), HODGE und McKAY (21), NEWBRUN und PIGMAN (31)). Lediglich CRAIG und PEYTON (9) sowie FUß (13) stellen kei-

nerlei bemerkenswerte Härtevariationen im Schmelz fest. Unter dem Gesichtspunkt der Karies befaßten sich HERRMANN und ROZEIK (20) mit der Schmelzhärte. Die Autoren kamen zu dem Ergebnis, daß Fissurenschmelz und der Schmelz am Zahnhals weicher ist als der übrige Schmelzanteil. Sie erklären damit den höheren Kariesbefall in diesen Bereichen.

Ausschließlich mit Dentin beschäftigen sich in diesem Zusammenhang CRAIG, GEHRING und PEYTON (7). Diese Arbeit kommt zu dem Ergebnis, daß pulpennahes Dentin und das Interglobulardentin eine geringere Härte aufweisen, als das Dentin im Zentrum der Krone. Diese Aussage stimmt mit den Ergebnissen von MIAKE et al. (26) überein, der den Verkalkungsgrad von Interglobulardentin untersuchte.

Zahlreiche Arbeiten befassen sich auch mit der Abhängigkeit der Härte vom biologischen Alter des untersuchten Zahnmaterials. Dabei wird die allgemeine Ansicht, daß der Zahn nach seinem Durchbruch eine Härtung erfährt, von den meisten Verfassern bestätigt (z. B. von MIAKE et al. (26), BORN (5), SCHIRBORT (42), RIEFENSTAHL (38), FUKUDA et al. (12), HERRMANN (19), NOSE (32)). Über den Zeitpunkt der maximalen Härte sind sich die Autoren allerdings uneinig. NOSE (32) gibt für die größte Härte des Schmelzes ein Alter von 30 - 39 Jahren an, und für die des Dentins von 40 - 59 Jahren. Danach soll wieder eine Härteabnahme erfolgen. RIEFENSTAHL (38) ist grundsätzlich der gleichen Meinung, nur gibt er ein Alter von 56 - 65 Jahren für die größte Schmelzhärte an. POTHMANN (34), der nur die Verhältnisse im Dentin untersuchte, konnte keine Veränderung der Härte analog zur Schmelzreifung feststellen. Bei der Bestimmung des Elastizitätsmoduls der Zahnhartsubstanzen haben verschiedene Autoren ebenfalls versucht, einen Zusammenhang mit dem Alter des Zahnes zu finden. TYLDESLEY (52) findet hierbei keine Abhängigkeit der Meßergebnisse vom Alter des Untersuchungsgutes, während NOSE (32) bei 40 - 49 Jahre alten Zähnen ein Maximum des Elastizitätsmoduls beobachtet.

Bei der Untersuchung der elastischen Eigenschaften werden im wesentlichen zwei Verfahren beschrieben: Ganze Schmelz- bzw. Dentinzylinder werden aus dem Zahn gefräst und Druck- oder Zugkräften ausgesetzt (TYLDESLEY (52), LEHMANN (24), PEYTON et al. (33), STANFORD et al. (48), CRAIG et al. (10), CRAIG und PEYTON (8), STANFORD et al. (49), DUNCANSON und KOROSTOW (11)). Bei dieser beschriebenen Untersuchungsart wird bei allen Autoren ein viskoelastisches Verhalten von Schmelz und Dentin beobachtet. Bei der Berechnung des Elastizitätsmoduls müssen, um vergleichbare Werte zu erzielen, Korrekturen gemacht werden, die die elastische Rückverformung berücksichtigen (CRAIG und PEYTON (8), STANFORD et al. (49)). Beide genannten Arbeitsgruppen konnten keinen Zusammenhang finden zwischen der Orientierung der Dentinkanälchen und dem Elastizitätsmodul des Dentins. Bei Schmelz konnten STANFORD et al. (49) eine Abhängigkeit der Druckeigenschaften von der Lage der Schmelzprismen in den Probenzylindern beobachten. Dieser Befund erhärtet die Anschauung, daß der Zahnschmelz als Verbundmaterial aufgefaßt werden kann. Die andere Methode bedient sich der Ultraschall-Interferometrie. Dabei werden Schmelz- und Dentinproben von definierter Form und Abmessung durchstrahlt und die Geschwindigkeiten der elastischen Verformungen gemessen (GILLMORE et al. (17), NAKAYAMA et al. (28), KATZ (22)).

Eine weitere Methode zur Untersuchung der mechanischen Eigenschaften von biologischem Hartgewebe in Mikrobereichen wird von RAHN et al. (36) beschrieben. Sie erlaubt das Ausmessen von Vickerseindrücken unter Last und nach Entlastung. Die Autoren untersuchen mit dieser Methode kortikalen Knochen. Die Möglichkeit der Messung unter Last bietet den Vorteil, daß reversibles und irreversibles Deformationsverhalten getrennt untersucht werden können. Aus den beiden Werten ist die Bestimmung des zeitabhängigen Deformationsverhaltens möglich.

Bei unserem hier benutzten Verfahren kann das zeitabhängige Deformationsverhalten der Zahnhartsubstanz während des Be- und Entlastungsvorganges direkt auf einem Schreiber registriert werden. Das Verfahren und seine Anwendung wird im nächsten Abschnitt näher beschrieben.

III. METHODE

Die Versuchsanordnung besteht aus einem Härteprüfer Durimet IC[1], bestückt mit einer Vickers-Diamantpyramide, einem mechano-elektrischen Wandler[2] und einem XY-Schreiber. Diese Anordnung erlaubt neben der Messung der Eindruckhärte H_V über optische Ausmessung der Diagonalenlänge d zusätzlich eine Registrierung der Eindringtiefe des Diamanten und der elastischen Rückverformung des untersuchten Materials während des Be- und Entlastungsvorganges (siehe Abb. 1 und zugehörige Bildunterschrift). Auf die Unterschiede zwischen der Eindruckgröße unter Last und nach Entlastung als Folge einer "Diagonalen-Rückfederung" und "Tiefen-Rückfederung" hat auch KRANICH (23) bei seinen Untersuchungen an Gläsern hingewiesen. Eine genauere Beschreibung der in dieser Arbeit verwendeten Untersuchungsmethode findet sich bei GABRIEL (14) sowie bei GABRIEL, KLINGER und NAUJOKS (15).

Zur Gewinnung von reproduzierbaren und untereinander vergleichbaren Meßergebnissen müssen mindestens die folgenden Versuchsbedingungen erfüllt sein:

1.) Der Eindring- und der darauffolgende Entlastungsvorgang müssen vollständig abgeschlossen sein. Nach Untersuchungen von GABRIEL, KLINGER und NAUJOKS (15) wird ein stationärer Zustand im Schmelz nach etwa 2 min., im Dentin nach 4 min. erreicht. Die gleichen Werte gelten in etwa für die elastische Rückverformung. Bei der vorliegenden Arbeit beträgt deshalb die Gesamtdauer für Eindring- und Entlastungsvorgang je 10 min. sowohl im Schmelz- als auch im Dentinbereich.

2.) Die Prüfkraft muß konstant sein, da auch von ihr die Größe der Eindruckmarken abhängt. Um immer gleiche Anfangsbedingungen beim Aufsetzen des Diamanten zu haben, wurde der Diamant mit einem geringen Gewicht von 0,0074 N (0,76p) vorbelastet. Bei unserem Durimet-

---

1) Fa. Leitz, Wetzlar

2) Fa. Dr. Perthen, Hannover

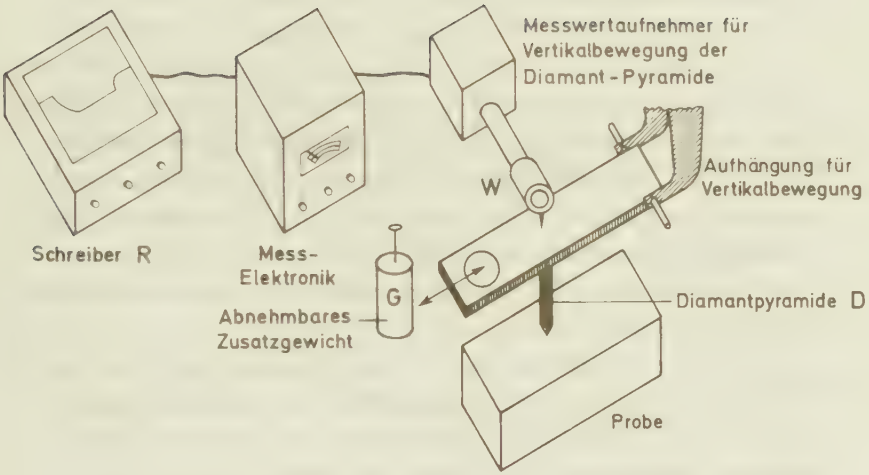

Abb. 1: Aufbau der Versuchsanordnung für Eindruckmessungen. Durch die Verwendung eines mechano-elektrischen Wandlers kann das Eindringen und Rückfedern des Diamanten auf einem Schreiber sichtbar gemacht werden (schematisch, aus: GABRIEL, KLINGER und NAUJOKS (15))

Meßgerät wurde die Auflagekraft des unbelasteten Diamanten von dem werksseitig eingestellten Wert von 0,049 N (5p) auf 0,0054 N (0,56p) reduziert, so daß einschließlich der angegebenen Vorbelastung die Eindruckkraft des unbelasteten Diamanten etwa 0,012 N (1,32p) beträgt. Die eigentliche Prüfkraft G beträgt bei diesen Versuchen 0,735 N (75p).

3.) Temperaturschwankungen und Erschütterungen müssen weitgehend ausgeschaltet werden. Zur Verringerung dieser Störeinflüsse wurde die Apparatur weitgehend schwingungsfrei gelagert und in einem abgedunkelten Raum mit konstanter Temperatur ($\pm 0,5^{\circ}C$) aufgestellt. Die thermische Instabilität der Apparatur, sowie Verformungen des untersuchten Zahnes im Einbettmittel und in sich selbst sollten dadurch möglichst klein gehalten werden.

Zur Durchführung der Messungen wurden die polierten Schnitte auf dem beweglichen Schlitten des Durimet befestigt. Mit dem Meßmikroskop wurde der Schnitt justiert. Die Koordinaten der Punkte, an denen die Eindruckmessungen durchgeführt werden sollten, wurden durch das Fadenkreuz im Okular des Mikroskopes festgelegt. Für jeden Meßpunkt wurde nun der zeitliche Ablauf der Auf- und Abbewegung des Vickersdiamanten während des Be- und Entlastungsvorganges mit Hilfe des mechano-elektrischen Wegstreckenaufnehmers auf dem Schreiber registriert (Abb. 2). Aus den so erhaltenen Kurven konnten die Werte für die plastische und elastische Komponente des Zahnmaterials ausgemessen werden. Dann wurde als Ergänzung zu der so durchgeführten Bestimmung der Eindruckmarkentiefe die Tiefe außerdem durch Ausmessungen der Diagonalenlänge d mit dem Meßmikroskop bestimmt und daraus der Härtewert H_V berechnet. Man erhält somit für jeden Meßpunkt auf der jeweiligen Anschliffoberfläche der Zähne einen Wert P für die plastische und einen Wert E für die elastische Verformung (beide aus der mechano-elektrischen Messung bestimmt)

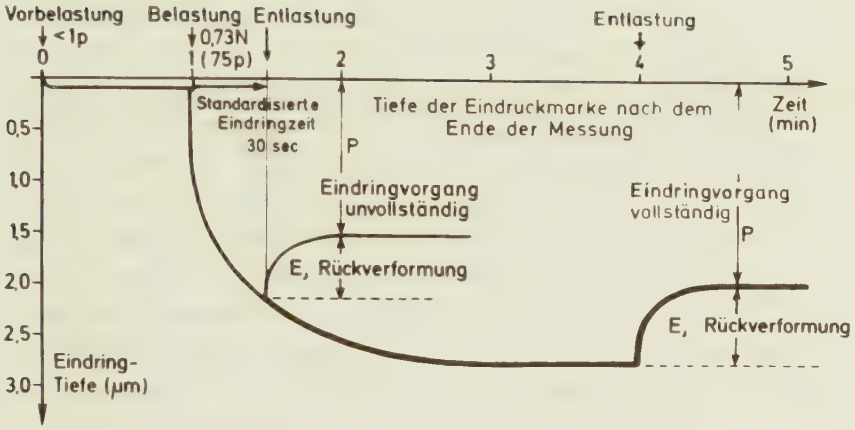

Abb. 2: Zeitlicher Ablauf des Be- und Entlastungsvorganges des Diamanten bei der VICKERS-Mikrohärtemessung (aus: GABRIEL, KLINGER und NAUJOKS (15)).

und einen "Härtewert" H_V *, der über eine optische Ausmessung gewonnen wurde.

---

* Wenn in dieser Arbeit der Begriff VICKERS-Härte H_V gebraucht wird, ist er mit folgender Einschränkung zu verstehen: Das Vickershärte-Meßverfahren ist nach DIN 50 133 nur für Prüfkräfte zwischen 1,962 N (200p) und 49,05 N (5000p) genormt. Unterhalb 1,962 N ist nach BÜCKLE (6) das Verfahren zur Bestimmung der "Vickersmikrohärte" für Prüfkräfte zwischen 0,049 N (5p) und 1,962 N definiert.

IV. MATERIAL

Zur Untersuchung wurden drei frisch extrahierte menschliche Prämolaren verwendet. Das Alter der Patienten war 14, 30 und 50 Jahre. Die Zähne wurden bis zur Einbettung in synthetischem Speichel aufbewahrt, um ein Austrocknen zu verhindern. Als Einbettmittel wurde eine bei 47°C schmelzende Legierung * verwendet. Der Kronenanteil der Zähne wurde in drei Transversalschliffe von ca. 1 mm Dicke zerlegt (siehe Abb. 3) und auf 1 cm hohe, runde Messingklötzchen geklebt. Somit war eine exakte Fixierung während der Messungen gewährleistet. Jeder Schliff wurde poliert mit Aluminiumoxidpulver der Körnungen 2, 5 µ und 0, 75 µ auf Polierseide, die auf einer Glasplatte aufgespannt war. Dadurch wurden die beim Schleifen entstandenen Riefen beseitigt und ein gerades Aufsetzen des Prüfdiamanten war gewährleistet. Eine geringfügige Auskehlung war allerdings wegen der unterschiedlichen Abriebfestigkeit der verschiedenen Schmelz- und Dentinstrukturen nicht zu vermeiden.

---

* Fa. HEK - GmbH, Lübeck

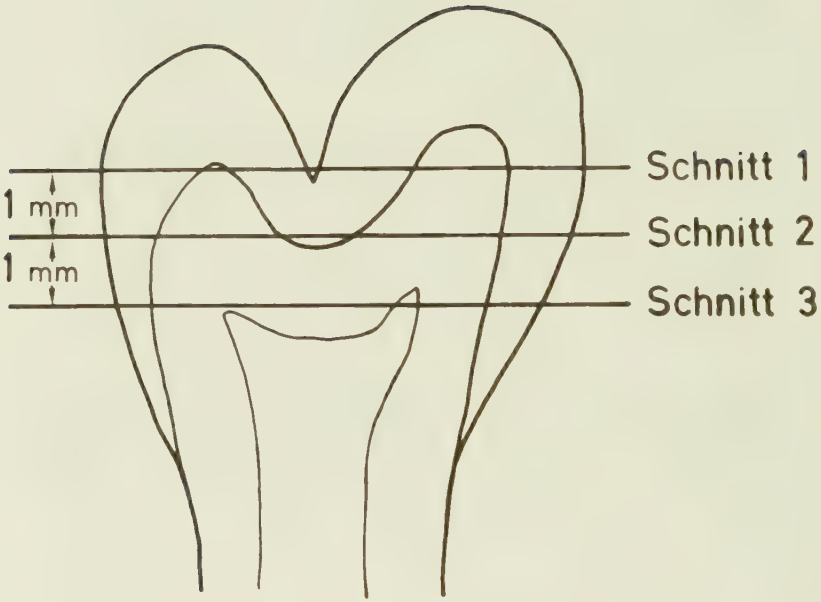

Abb. 3: Längsschnitt durch einen der untersuchten Prämolaren. Die eingezeichneten Linien markieren die Ebenen der untersuchten Schliffoberflächen.

V. DARSTELLUNG DER MESSWERTE UND ERGEBNISSE

1. AUSWERTUNG UND ZUSAMMENSTELLUNG DER MESSERGEBNISSE

Die Schliffpräparate wurden in Ebenen unterhalb des vestibulären Höckers untersucht (siehe Abb. 3). Nur der Zahn des 30 Jahre alten Patienten, der aufgrund seiner kleinen Krone in nur 2 Schliffe zerlegt werden konnte, wurde in einer Schicht unterhalb des Fissurengrundes untersucht. Auf jeder der 8 Schliffoberflächen wurde in mesiodistaler Richtung je eine Meßspur mit durchschnittlich 25 Meßpunkten gelegt. Der Abstand der einzelnen Meßpunkte betrug zwischen 100 µ und 500 µ. Besonderer Wert wurde auf die Erfassung des äußeren Schmelzmantelbereichs, der Umgebung der Schmelz-Dentingrenze, sowie des pulpennahen Dentins gelegt. In diesen Gebieten wurde ein engeres Meßpunktraster angelegt als in den übrigen Bereichen von Schmelz und Dentin.

In Abb. 4 ist der zeitliche Verlauf des Eindringens und Rückfederns der Vickerspyramide in Schmelz und Dentin dargestellt. Hieraus ist ersichtlich, daß die für technische Härtemessungen geforderten Eindringzeiten von 10 - 15 sec. für biologische Hartgewebe nicht ausreichend sind. Denn nach z. B. 10 sec. ist erst ein Bereich der Eindringkurve erreicht, von dem aus ein weiteres Eindringen des Diamanten unter Begleitung von Fließvorgängen erfolgt. Erst wenn diese Fließvorgänge abgeschlossen sind, ist eine Bestimmung der "Härte" im Sinne einer irreversiblen, plastischen Verformung sinnvoll. Tabelle 2 gibt die Eindringtiefen für verschiedene Belastungszeiten bei einer Prüfkraft von 0, 735 N (75p) an. Die Werte wurden aus 2 repräsentativen Kurven für Schmelz und Dentin ausgemessen. Die Kurven sind in Abb. 4 graphisch dargestellt.

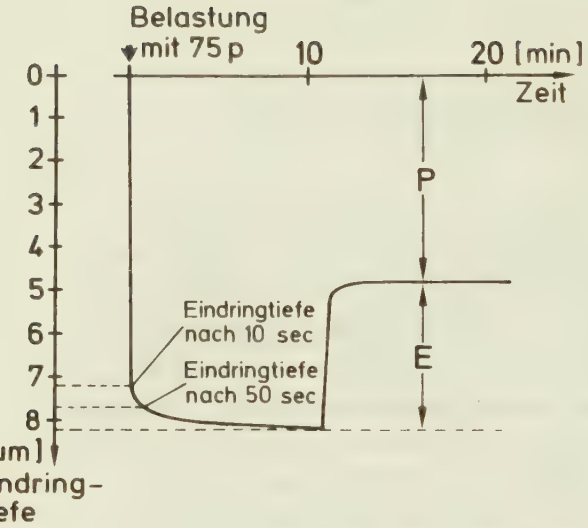

Abb. 4a: Dentin

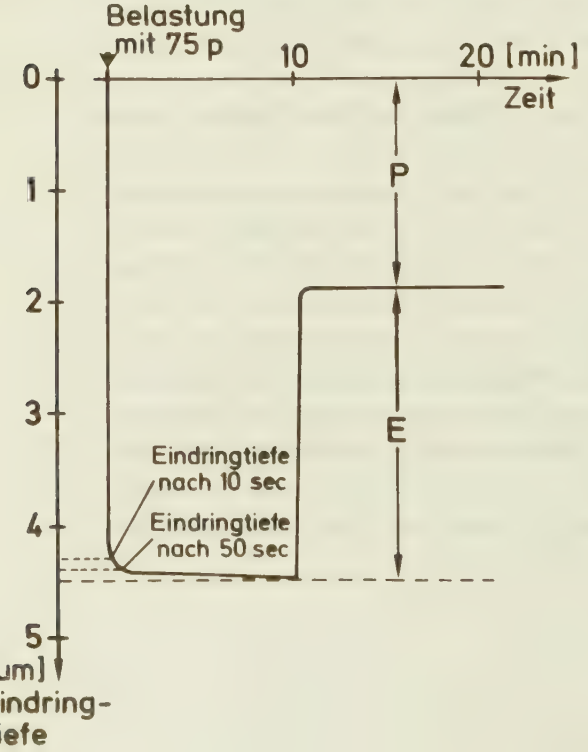

Abb. 4b: Schmelz

Abb. 4:
Darstellung zweier Meßkurven mit P- und E-Werten in Schmelz und Dentin. Es wird außerdem die Abhängigkeit der Eindringtiefe von der Belastungszeit aufgezeigt.

Tabelle 2: Darstellung der Abhängigkeit der Gesamteindringtiefe P+E von der Belastungszeit t bei konstantem Belastungsgewicht G (= 0,735 N)

Belastungszeit (sec.)	Eindringtiefe (µm) Schmelz	%	Dentin	%
10	4,3	96	7,2	87
50	4,37	97	7,7	94
600	4,46	100	8,2	100

Eine Schwierigkeit für die Auswertung der Eindringkurven war in der mangelnden Konstanz der Null-Linie zu sehen. Diese trat auf bei Temperaturschwankungen des Raumes oder beim Einspannen eines neuen Präparates. Der typische Verlauf einer solchen Kurve ist in Abb. 5a dargestellt. Diese Nullpunktsdriften können im Mantelschmelz auch noch zusammen mit einem Einbrechen des Diamanten verbunden sein. In der Meßkurve zeigt sich dann im Bereich vor dem Aufsetzen der Prüflast ein treppenförmiger Verlauf (siehe Abb. 5b). Nach der Belastung des Diamanten kommt es wieder zu einem kontinuierlichen Kurvenverlauf. Dennoch erscheinen die Eindrücke nach abgeschlossenem Be- und Entlastungsvorgang an den Kanten unscharf und gesplittert, was auf ein "Brechen" des Schmelzgefüges hindeutet. Dieses Verhalten war besonders im Schmelz nahe der Schmelz-Zementgrenze zu beobachten, also dort, wo die koronale Schmelzauflage schon relativ dünn ist. Beim Auftreten solch unscharfer Randbegrenzungen kommt es nicht nur zu Ungenauigkeiten bei der Registrierung, sondern es wird auch die optische Ausmessung der Diagonalenlänge d ungenau oder unmöglich.

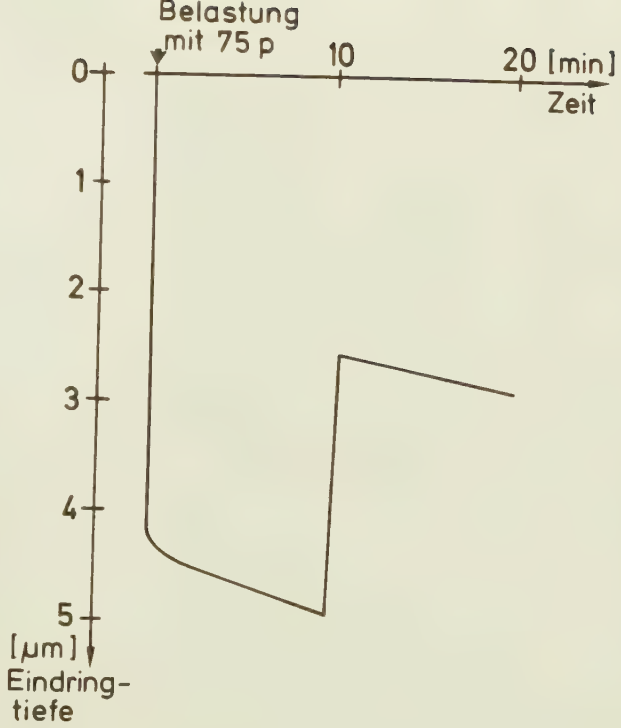

Abb. 5a

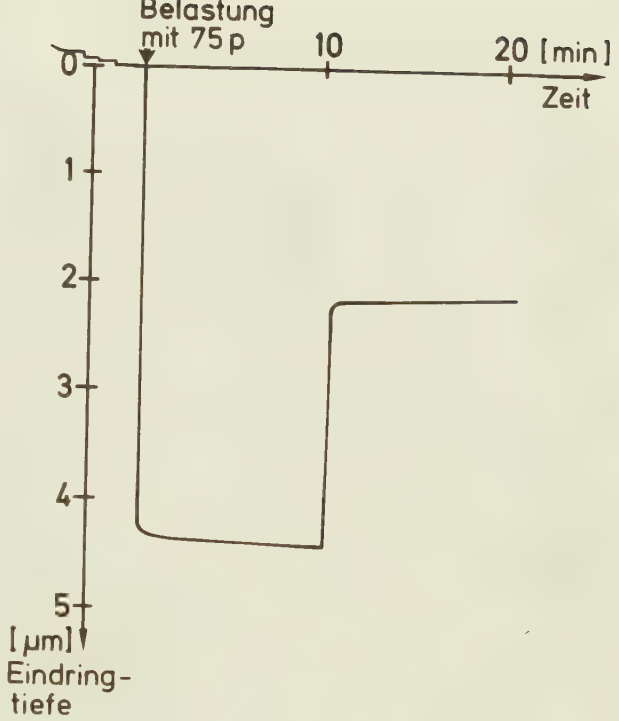

Abb. 5b

Abb. 5: Fehlerhafter Verlauf der Meßkurven im Schmelz, bedingt durch äußere Störfaktoren (nähere Erläuterungen siehe Text). Beide Kurven sind bei Messungen im Schmelz entstanden.

Abb. 6a zeigt einen solchen unscharfen Eindruck mit gesplittertem Rand im Schmelz, während die Abb. 6b einen scharfen Eindruck im Dentin zeigt.

Die in den Kurven der Abb. 2 gekennzeichneten Strecken P und E geben Werte an, die ein Maß für die elastische und plastische Verformung des untersuchten Gewebes sind. Die Länge von P gibt die Tiefe des Eindrucks an, der nach Entfernung des Belastungsgewichtes als dauernde plastische Verformung des Materials entstanden ist. Sie beträgt bei der Verwendung eines Vickersdiamanten etwa 1/7 der Diagonalenlänge d. Die Länge von E entspricht dem Betrag, um den sich der Diamant nach Entfernung des Belastungsgewichtes aufgrund der elastischen Rückverformung des Materials nach oben bewegt. Der Betrag von E ist somit ein Maß für die Verringerung der Tiefe der Eindruckmarke bei Entlastung und für die elastischen Eigenschaften des Materials. Eine enge Korrelation mit dem Elastizitätsmodul ist zur Zeit noch nicht möglich. Die Beträge dieser Strecken wurden für jede einzelne Meßkurve bestimmt, und in Beziehung zur Position des Meßpunktes auf der Schliffoberfläche dargestellt. Durch dieses Vorgehen erhält man somit eine Darstellung des Verlaufes des plastischen und elastischen Verformungsverhaltens des untersuchten Zahngebietes. Im einzelnen lassen sich an den so erstellten Kurven die folgenden Ergebnisse und Zusammenhänge erkennen:

2. ERGEBNISSE: PRÄMOLAR EINES 14-jährigen PATIENTEN

Die in Abb. 7 dargestellten Kurven sind aus den 3 Schliffebenen durch den Zahn des 14 Jahre alten Patienten gewonnen. Bei allen drei Kurven sind im äußeren Schmelzanteil die Werte für E größer als die für P, d.h. der Betrag der elastischen Rückverformung ist größer als der Betrag der plastischen Verformung. Zu einer Überschneidung der Kurven von P und E kommt es beim Übergang

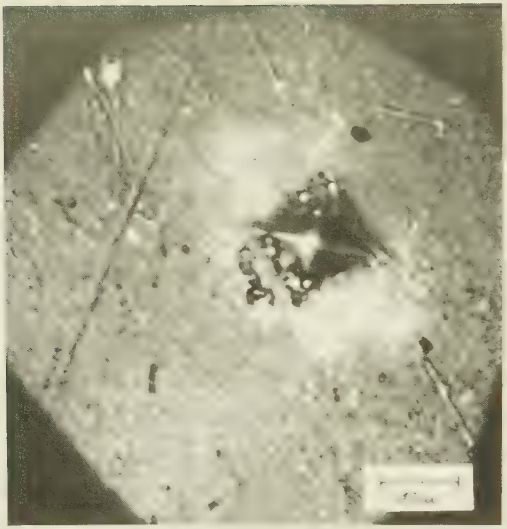

Abb. 6a: Schmelz

Abb. 6: Mikrophotographische Aufnahmen von Eindrücken in Schmelz und Dentin (nähere Erläuterungen im Text).

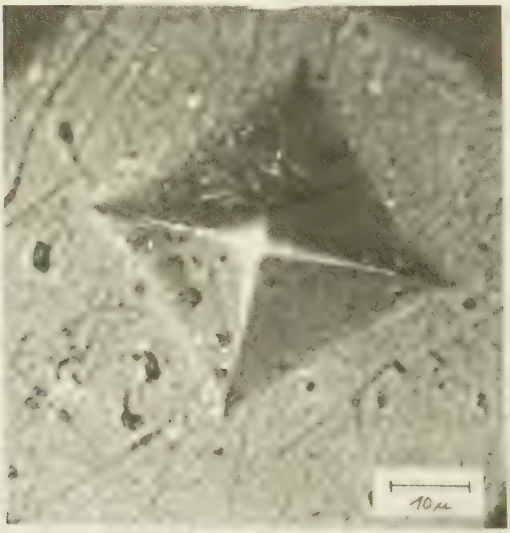

Abb. 6b: Dentin

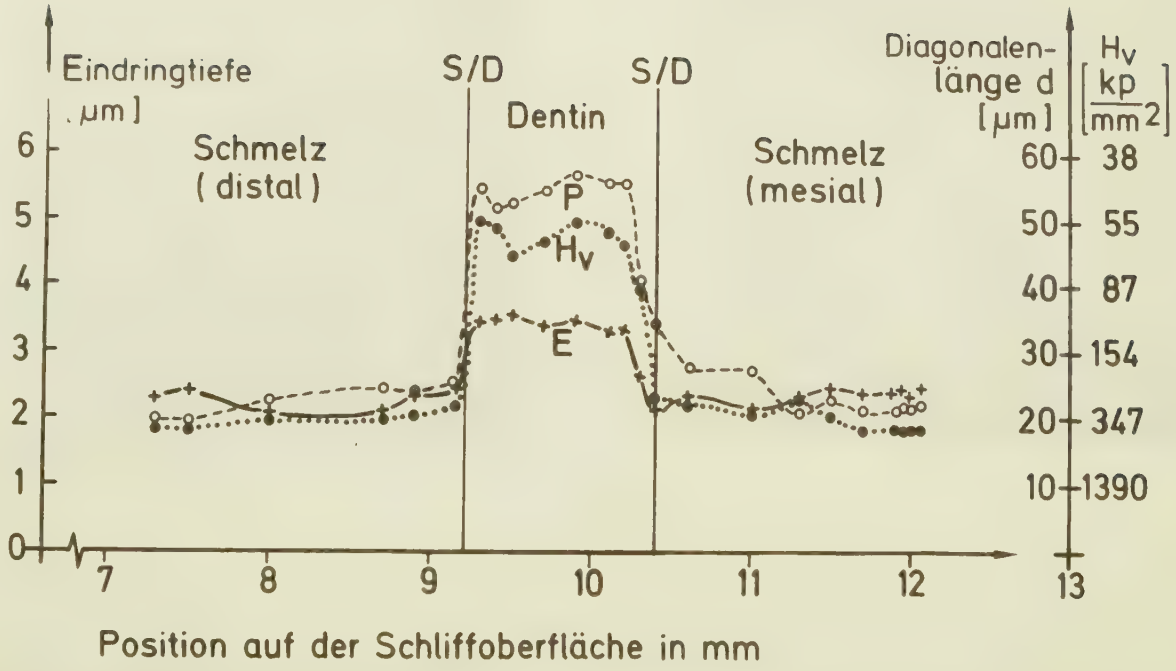

Abb. 7a: Schliff 1

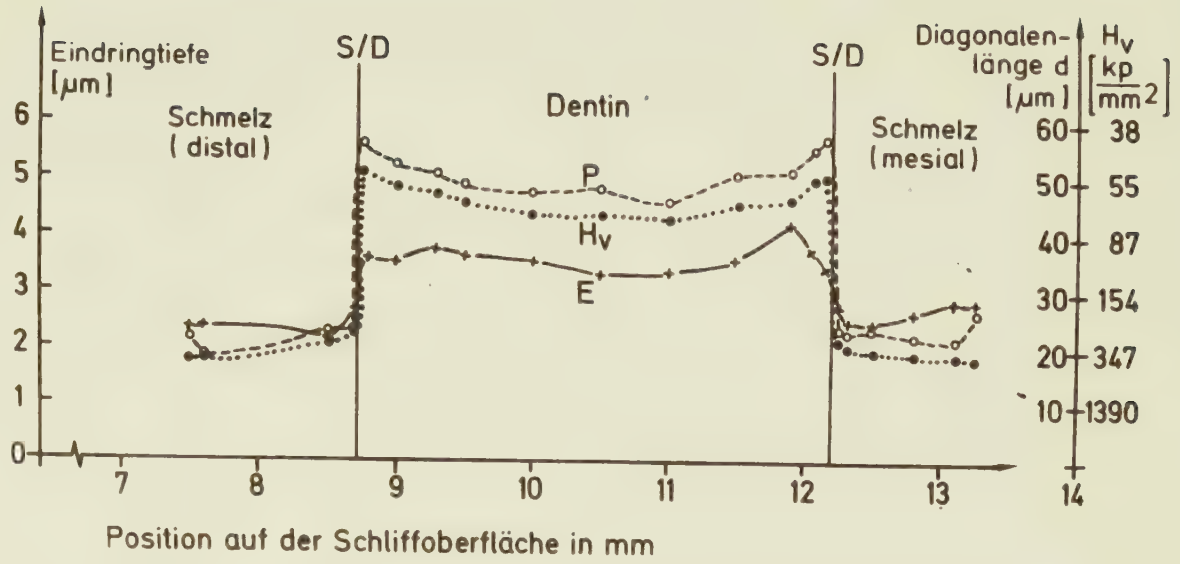

Abb. 7b: Schliff 2

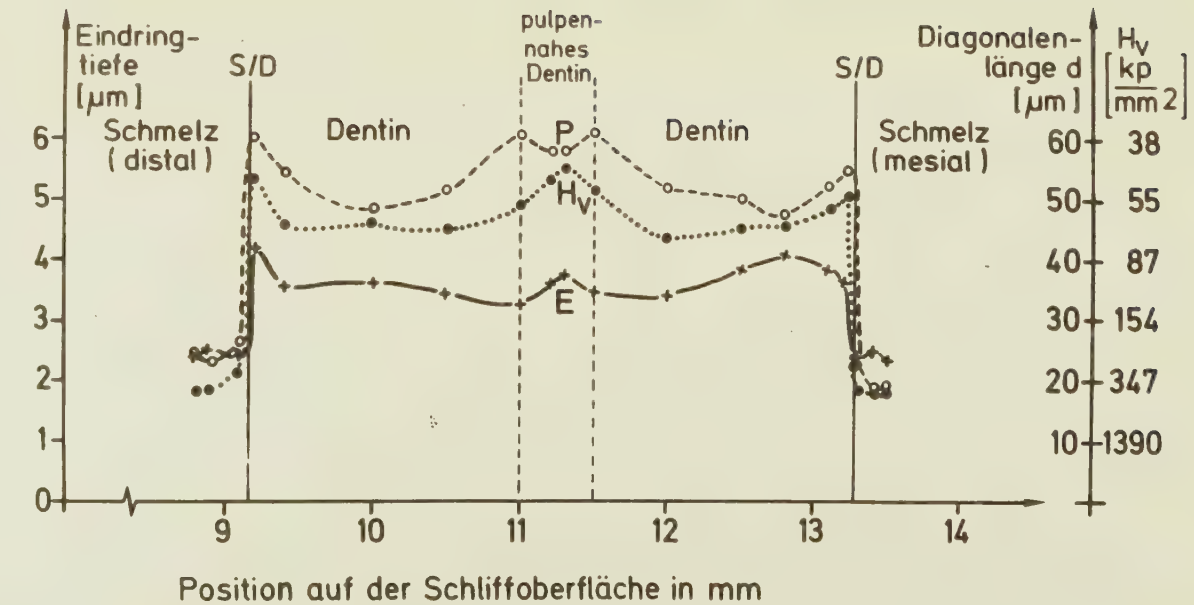

Abb. 7c: Schliff 3

Abb. 7: Verlauf der Werte von P, E und H_V in Schmelz und Dentin in 3 Ebenen des Zahnes 151. Das biologische Alter des Zahnes beträgt 14 Jahre.

vom Schmelz- in den Dentinbereich, d h. dann wird die bleibende Verformung größer als die elastische Verformung; das Dentin ist weicher als der Schmelz. Lediglich bei Abb. 7a kommt es schon weit vor der Schmelz-Dentingrenze im Schmelzbereich zu einer Überschneidung der beiden Kurven. Im Dentinbereich der Abb. 7 sind die Werte für P größer als die für E. Die Abb. 7b zeigt im Dentin nahezu konstante Werte für P und E. Die in den Bereichen nahe der Schmelz-Dentingrenze ansteigenden P-Werte und abfallenden E-Werte sind durch die Struktur des hier vorliegenden Interglobulardentins bedingt; es ist weicher, aber auch weniger elastisch als das normale Dentin. Demgegenüber ist der Übergangsbereich vom normalen Dentin zum Interglobulardentin dadurch gekennzeichnet, daß das Dentin zwar weicher, aber auch elastischer wird. Dieser Verlauf von P und E im Dentin findet sich auch noch an einigen anderen Schliffen, wenngleich dieser Befund nicht verallgemeinert werden kann. Es ist jedenfalls an diesem jungen Zahn am deutlichsten zu erkennen. Abb. 7a zeigt im Dentin nicht den typischen Verlauf wie Abb. 7b, da hier die Schliffebene unterhalb der Höckerspitze lag und somit nur Interglobulardentin vorliegt. Abb. 7c zeigt den Verlauf der Kurve durch pulpennahes Dentin. Die Verhältnisse sind hier ähnlich wie beim Interglobulardentin. Die graphische Darstellung der Vickershärte H_V zeigt jedoch, daß dieser Dentinabschnitt sogar noch weicher ist als das Interglobulardentin. Bei Betrachtung des Verlaufes der aus optischer Ablesung bestimmten Vickershärte ist bei allen drei Kurven der Abb. 7 sowohl im mesialen als auch im distalen Schmelzbereich ein leichter Abfall von H_V von der Zahnoberfläche zur Schmelz-Dentingrenze hin zu beobachten. Zum relativen Verlauf von P und H_V ist grundsätzlich folgendes zu sagen: Beide Kurven sollten eigentlich immer parallel verlaufen. Dies gilt z. B. für Abb. 7b sehr gut, in Abb. 7a und Abb. 7c nur streckenweise. Die Diskrepanzen können zur Zeit noch nicht erklärt werden. Auf diesen Punkt wird auch noch kurz in der Diskussion eingegangen.

3. ERGEBNISSE: PRÄMOLAR EINES 30-jährigen PATIENTEN

Die Kurven der Abb. 8 zeigen die Meßergebnisse von 2 Schnitten durch einen Prämolaren eines 30 Jahre alten Patienten. Die Besonderheit in der Meßreihe, die in Abb. 8 dargestellt ist, war das Durchfahren einer kariösen Läsion im Schmelz des Fissurengrundes. Im Zentrum des Defektes zeigt sich eine große elastische Verformung bei kleiner plastischer Deformation, d.h. großer Härte. P erreichte hier etwa den gleichen Wert wie in kariös nicht verändertem Schmelz. In den Randbereichen der Läsion kehren sich die Verhältnisse wieder um. Die Diagonalenlängen der Eindrücke konnten im Zentrum nicht optisch vermessen werden, da die kraterförmige Oberfläche des Kariesgebietes zu einer starken Verzerrung und Asymmetrie der Eindruckmarken führte. Im Bereich des untersuchten Fissurenschmelzes sind, im Gegensatz zum äußeren Schmelzbereich, die gefundenen Werte für die plastische Verformung größer, als für die elastische Verformung. Ebenso wird hier eine geringere Vickershärte gemessen. Der weitere Verlauf der Kurven in Schmelz und Dentin entspricht weitgehend den Ergebnissen am Zahn des 14-jährigen Patienten.

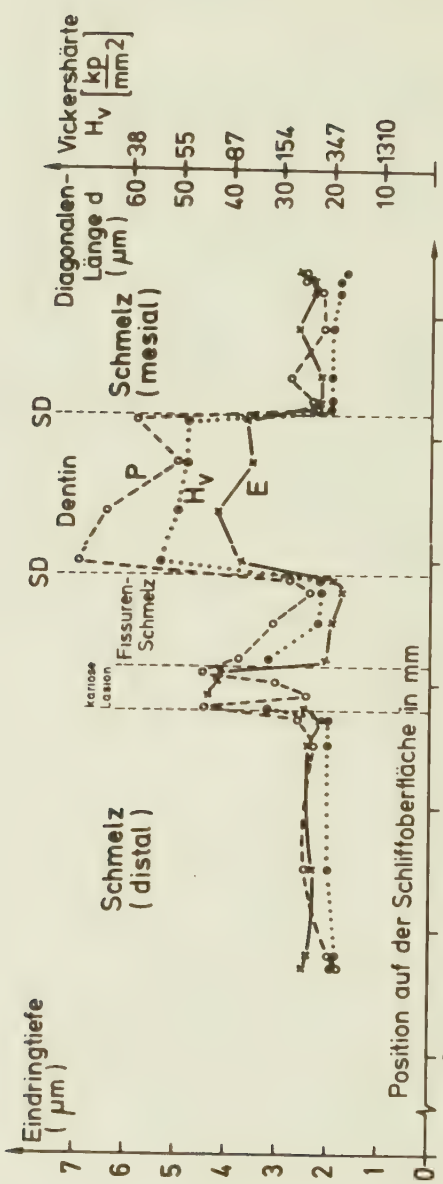

Abb. 8a: Schliff 1

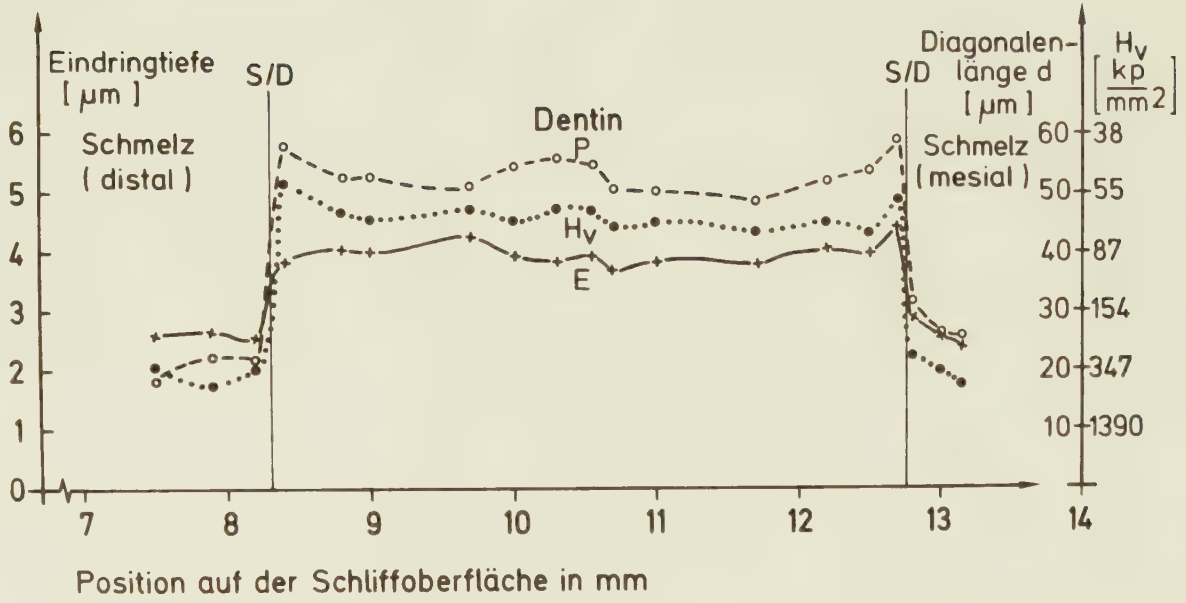

Abb. 8b: Schliff 2

Abb. 8: Verlauf der Werte von P, E und H_V in Schmelz und Dentin in 2 Ebenen des Zahnes 153. Das biologische Alter des Zahnes beträgt 30 Jahre.

4. ERGEBNISSE: PRÄMOLAR EINES 50-jährigen PATIENTEN

In Abb. 9 sind die Ergebnisse der Messungen am Prämolar eines 50-jährigen Patienten aufgetragen. Auch hier ist bei allen drei Kurven wieder ein leichter Härteabfall von der Zahnoberfläche zur Schmelz-Dentingrenze hin zu beobachten. Im Schmelzbereich der Abb. 9a kommt es wie bei Abb. 7a schon weit vor der Schmelz-Dentingrenze zu einer Überschneidung der Kurven von P und E. Hier sind also auch schon im Schmelz und nicht erst im Dentin die Werte für die plastische Verformung größer als für die elastische Verformung. Im Dentin zeigt sich bei allen drei Kurven, daß die Werte für die plastische Verformung größer sind als die elastische Rückverformung. Abb. 9a ist auch im Dentinbereich wieder mit Abb. 7a vergleichbar. Es handelt sich wieder um einen Schliff direkt unter der Höckerspitze, so daß (mit Ausnahme des mittleren Bereiches) überwiegend Interglobulardentin vorliegt. Diese Bereiche zeichnen sich durch eine große Differenz der Werte für P und E bei großen P-Werten aus. Bei der Betrachtung der drei Kurven von Abb. 9 wird deutlich, daß die Zone des Interglobulardentins von koronal nach apikal immer schmaler wird. Beim Vergleich der Kurven für die Vickershärte H_V zeigt sich, daß es im Bereich des Interglobulardentins der drei Kurven von Abb. 9 nicht zu einer so deutlichen Härteverminderung gegenüber dem Dentin im Zentrum der Krone kommt, wie es in Abb. 7 und Abb. 8 zu beobachten ist.

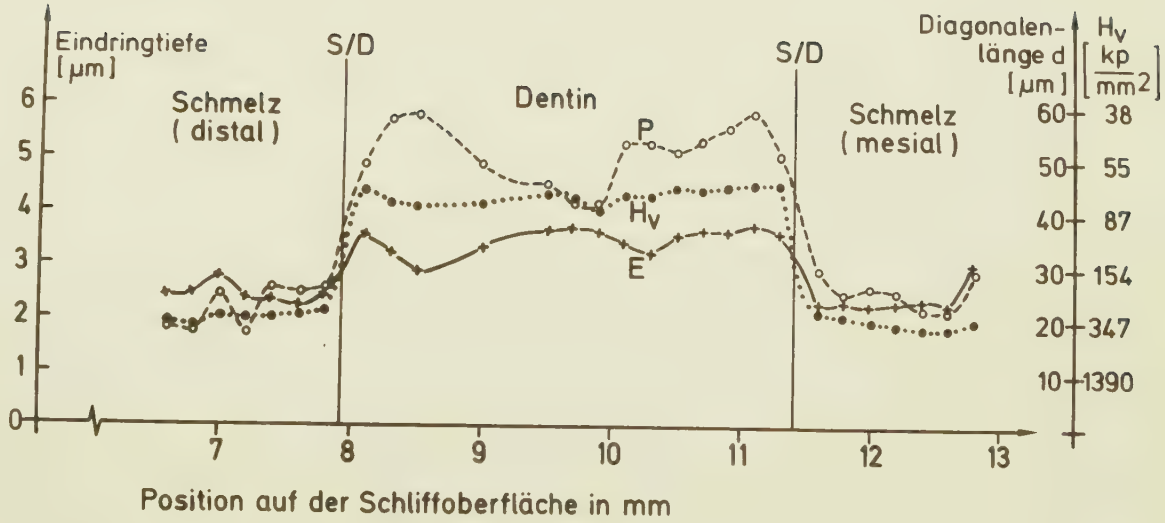

Abb. 9a: Schliff 1

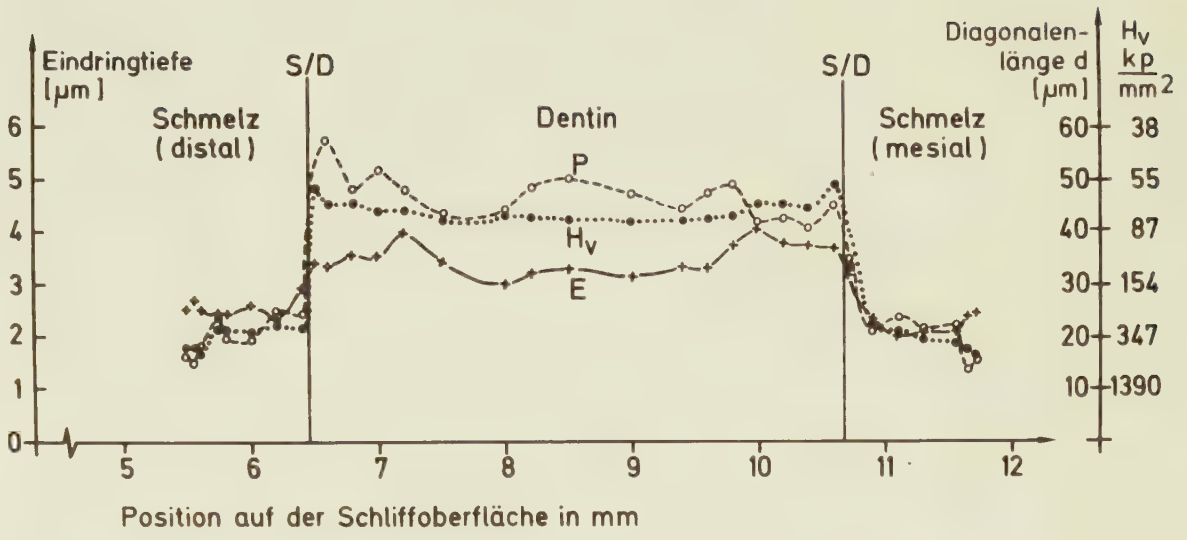

Abb. 9b: Schliff 2

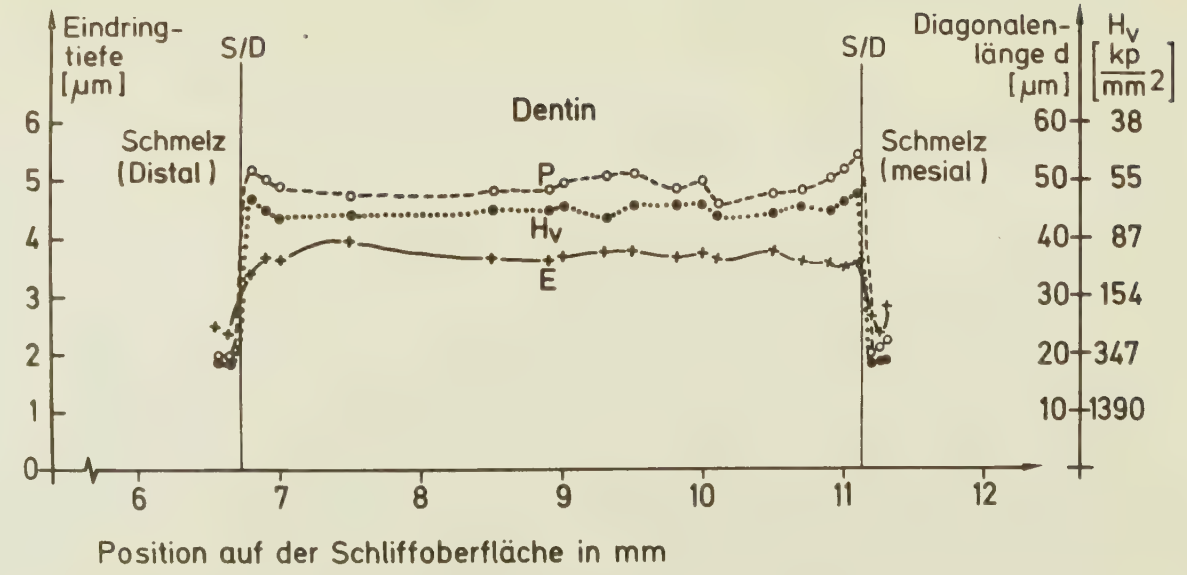

Abb. 9c: Schliff 3

Abb. 9: Verlauf der Werte von P, E und H_V in Schmelz und Dentin in 3 Ebenen des Zahnes 152. Das biologische Alter des Zahnes beträgt 50 Jahre.

5. BESTIMMUNG DER VICKERS-HÄRTE AUS OPTISCHER DIAGONALENMESSUNG DER EINDRÜCKE

Um einen direkten Vergleich der Härtewerte H_V in den einzelnen Zahnabschnitten zu bekommen, wurden aus den optisch gemessenen Diagonalenlängen die Durchschnittshärtewerte nach VICKERS bestimmt. Die folgende Tabelle zeigt die Ergebnisse.

Tabelle 3: Vergleich der errechneten Durchschnittshärtewerte in einzelnen untersuchten Zahnabschnitten

	Zahn 151 14 Jahre alt	Zahn 153 30 Jahre alt	Zahn 152 50 Jahre alt
Schmelz – Außenzone	413, 6±11, 5	401, 9±28, 2	417, 9±28, 0
Schmelz – S/D-Grenze	314, 4±22, 6	339±16, 7	306, 4±18, 3
Fissurenschmelz		292, 5±6, 4	
Rand der kariösen Läsion		137, 0±6, 4	
Dentin	70, 5±1, 7	68, 0±2, 6	74, 8±2, 2
Interglobulardentin	56, 9±2, 4	54, 7±3, 0	66, 4±3, 3
Pulpennahes Dentin	45, 4±2, 03		

Aus der Tabelle wird deutlich, daß die Härte des Schmelzes von der Außenschicht zur Schmelz-Dentingrenze abnimmt. Ebenso wird im Fissurenschmelz und am Rand der kariösen Läsion eine wesentlich geringere Härte gemessen, als in den übrigen Schmelzbereichen. Beim Vergleich der Härtewerte von Dentin, Interglobulardentin und pulpennahem Dentin in Spalte 1 der Tabelle 3 zeigt sich eine deutliche Härteverminderung von oben nach unten. Setzt man die Härte von

Schmelz und Dentin (gemäß Tabelle 3) in Bezug zum biologischen Alter der Zähne, so ist kein signifikanter Härteanstieg mit zunehmendem Alter zu erkennen. Für die Bereiche des Interglobulardentins bei dem Zahn des 50-jährigen Patienten ist jedoch eine größere Härte zu beobachten, als bei dem des 14- und 30-jährigen Patienten.

6. ERGEBNISSE: BEZIEHUNG ZWISCHEN PLASTISCHER UND ELASTISCHER VERFORMBARKEIT

Zum besseren Verständnis des Verformungsverhaltens der Zahnhartsubstanz müssen die Größen plastische Verformung P, elastische Verformung E und Gesamtverformbarkeit P + E in ihrem Zusammenhang betrachtet werden. Hierzu wurde folgendermaßen verfahren: Zunächst wurde für jeden Meßpunkt die plastische Verformung P auf die elastische Verformung E bezogen, d. h. es wurde der Quotient $\frac{P}{E}$ gebildet. Es wurde vorgeschlagen, diese Größe "spezifische Plastizität" zu nennen. Abb. 10 zeigt diese spezifische Plastizität für die verschiedenen Bereiche der Zahnhartsubstanz. Aus den Kurven wird deutlich, daß die spezifische Plastizität vom Außenschmelz bis in den Bereich des Interglobulardentins ständig größer wird; sie nimmt dann zum Kronendentin hin wieder ab. Das pulpennahe Dentin zeigt die größten Werte für $\frac{P}{E}$. Interessant ist die Betrachtung des Fissurenschmelzes und der Kariesstelle. Hier zeigen sich für den Fissurenschmelz $\frac{P}{E}$-Werte in der Größenordnung des Dentins, während in der Kariesregion Verhältnisse wie im Innenschmelz vorliegen.

Die Gesamtverformbarkeit P + E des Zahngewebes ist in Abb. 11 dargestellt. P + E entspricht der Gesamteindringtiefe des Vickersdiamanten unter Last. Die Gesamtverformbarkeit P + E in den untersuchten Zähnen nimmt altersunabhängig vom Außenschmelz zum Interglobulardentin kontinuierlich zu, sie nimmt dann zum Kronendentin hin wieder ab. In der Schmelz-Kariesstelle ist die Gesamtverformbarkeit P + E etwas kleiner als bei normalem Kronendentin, d. h. sie ist, verglichen mit gesundem Schmelz verhältnismäßig groß.

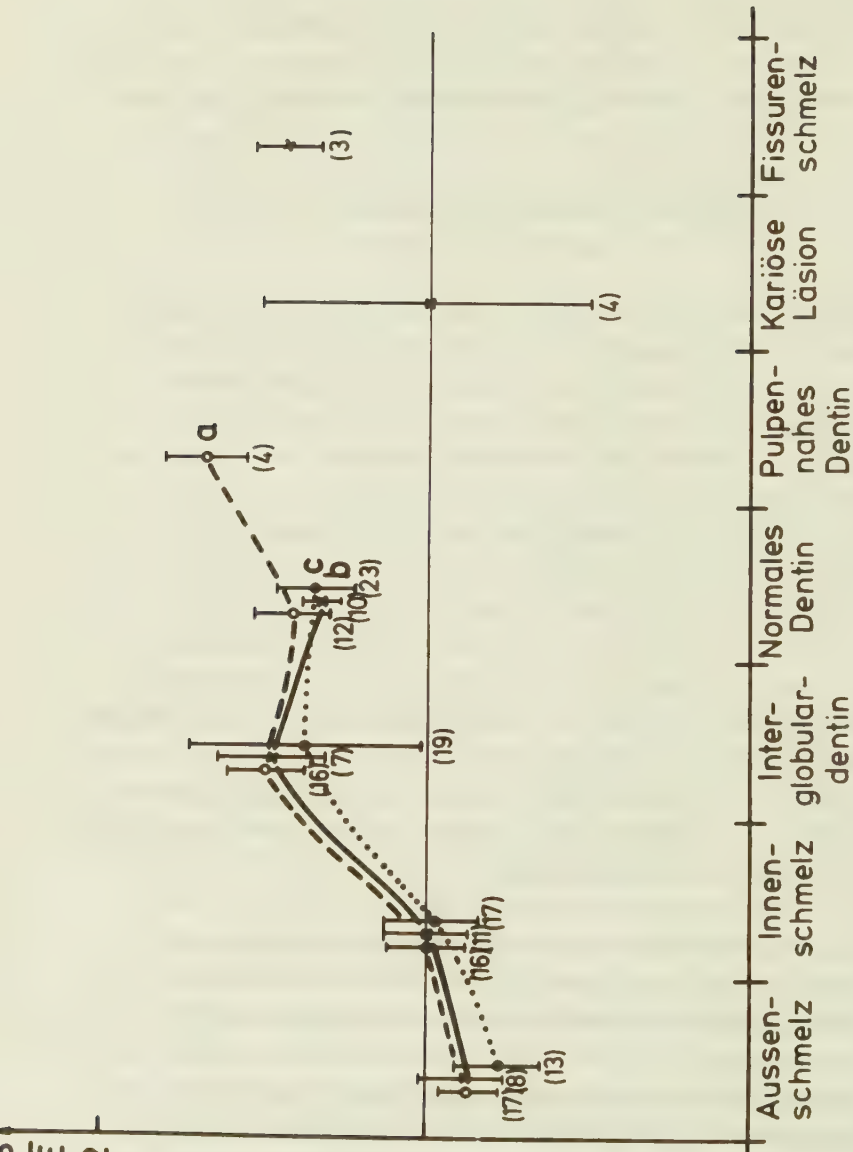

Abb. 10: Darstellung der spezifischen Plastizität $\frac{P}{E}$ in verschiedenen Bereichen des Zahnes (Erklärung der Abkürzungen siehe Bildunterschrift Abb. 11)

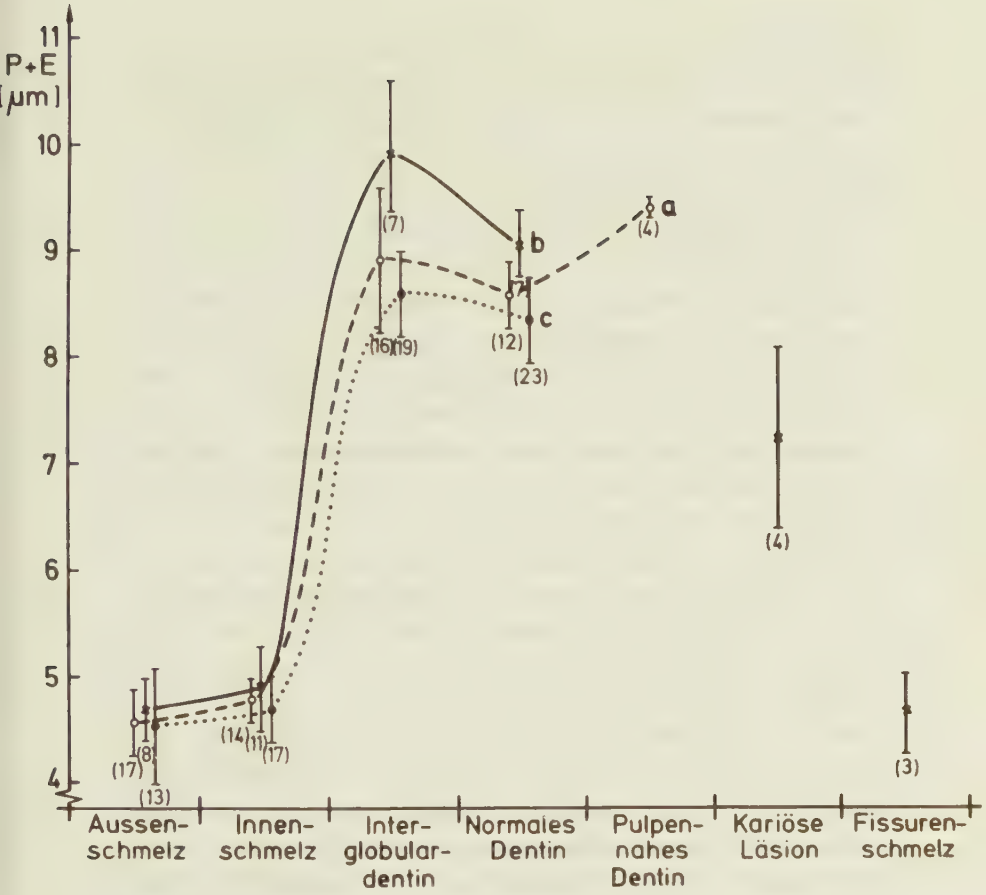

Abb. 11: Darstellung der Gesamtverformbarkeit P + E in verschiedenen Bereichen des Zahnes.
Die an den Fehlerbalken stehenden Zahlen geben die Anzahl der Meßwerte an, die zur Berechnung der Standardabweichung und des Mittelwertes benutzt wurden.
Kurve a: (Zahn 151,)14-jähriger Patient
Kurve b: (Zahn 153,)30-jähriger Patient
Kurve c: (Zahn 152,)50-jähriger Patient
Kariöse Läsion und Fissurenschmelz: (Zahn 153,) Schnitt 1.

VI. DISKUSSION

Der Sinn der vorliegenden Arbeit ist die Anwendung eines neuen Meßverfahrens zur Bestimmung plastischer und elastischer Hartgewebseigenschaften in Mikrobereichen an drei unterschiedlich alten Zähnen. Die plastische Verformbarkeit P wird hier auf zweierlei Weise bestimmt, und zwar einmal durch die direkte mechanoelektrische Messung der Eindringtiefe und zum anderen durch die lichtmikroskopisch-optische Messung der entstandenen Eindrücke. Es wird hierbei die Diagonalenlänge d des Eindrucks bestimmt. Dabei sollten die beiden letztgenannten Meßverfahren eigentlich zum gleichen Ergebnis führen, da P und d durch die Beziehung $P = 1/7d$ verknüpft sind. Über diese Formel ist die Vickershärte H_V definiert.

Die gefundenen Ergebnisse sollen nun unter den folgenden Aspekten diskutiert werden:

1. ABNAHME DER SCHMELZHÄRTE VON DER ZAHNOBERFLÄCHE BIS ZUR SCHMELZ-DENTINGRENZE UND VON KORONAL NACH APIKAL

Beim Vergleich der gemessenen Härtewerte der vorliegenden Arbeit mit den Ergebnissen anderer Autoren muß gesagt werden, daß die absoluten Werte H_V nicht direkt vergleichbar sind, da bei den verschiedenen Untersuchungen zwar das gleiche Meßverfahren, nicht aber die gleichen Meßbedingungen benutzt wurden (auf die hier speziell angewandten Meßbedingungen wird in einem der folgenden Abschnitte noch genauer eingegangen). Es können also nur Vergleiche von relativen Härteverläufen durchgeführt werden.

Bei unseren Messungen konnte eine deutliche Abnahme der Schmelzhärte von der Oberfläche der Zahnkrone bis zur Schmelz-Dentingrenze nachgewiesen werden. Dieses Ergebnis steht in Einklang mit zahlreichen Untersuchungen, z. B. von BALLE (3), SCHIRBORT (42), AKTINSON et al. (2), BAUD und LOBJOIE (4), FUKUDA et al. (12),

HERRMANN (19), HODGE und McKAY (21), NEWBRUN und PIGMAN (31). Es widerspricht jedoch den Aussagen von CRAIG und PEYTON (9) sowie FUß (13, Ritzhärtemessungen), die keine Variationen der Schmelzhärte beobachten konnten.

Eine signifikante Härteabnahme im Schmelz von koronal nach apikal, wie sie HERRMANN und ROZEIK (20) beschreiben, konnte in Übereinstimmung mit den Feststellungen von SCHIRBORT (42) nicht nachgewiesen werden.

2. HÄRTE DES FISSURENSCHMELZES IM VERGLEICH ZUM NORMALEN ZAHNSCHMELZ

Auf einer der untersuchten acht Schichten führte die Meßspur durch den Fissurenschmelz. Er zeigte kleinere Vickershärtewerte als der übrige Schmelz. Damit bestätigen wir die Ergebnisse von HERRMANN und ROZEIK (20), die mit diesen Erkenntnissen die höhere Kariesanfälligkeit in diesen Gebieten zu erklären versuchen.

3. VERGLEICH DER VICKERSHÄRTEWERTE ZWISCHEN DENTIN, INTERGLOBULARDENTIN UND PULPENNAHEM DENTIN

Die größte Dentinhärte H_V wurde bei allen Zähnen jeweils in den Dentinbereichen gemessen, die den größten Abstand vom Schmelz hatten. Sie erreicht bei allen untersuchten Zähnen etwa die gleichen Werte. Zur Schmelz-Dentingrenze hin, also im Bereich des Interglobulardentins, war ein deutlicher Härteabfall zu erkennen. Die Ursache für die geringere Härte des Interglobulardentins ist wohl zum einen in der starken Verästelung der Dentinkanälchen zu sehen, zum anderen aber in einer Hypokalzifikation begründet, wie MIAKE et al. (26) aufgrund ihrer Untersuchungen annehmen.

Noch weicher als das Interglobulardentin erwies sich das pulpennahe Dentin. Als Grund dafür ist der hohe organische Anteil dieses Dentinbereiches zu sehen. Unsere Ergebnisse stehen hier im Einklang mit HERRMANN (19), CRAIG, GEHRING und PEYTON (7), sowie mit FUß (13) (Ritzmessung).

4. ZUSAMMENHANG ZWISCHEN VICKERSHÄRTE H_V UND PLASTISCHER VERFORMBARKEIT P

Die Vickershärte H_V ist definiert durch die Formel:

$$H_V = \frac{G \times 1,854}{d^2} \cdot \frac{kp}{mm^2} \quad ,$$

wobei G die Prüflast, und d die Länge der Diagonalen des Eindrucks bedeutet. Aufgrund der Geometrie der Vickers-Diamantpyramide beträgt die Tiefe des Eindrucks 1/7 der Diagonalenlänge. Da bei unseren Messungen P der bleibenden Verformung des Eindrucks nach Entlastung entspricht, kann die Beziehung $P = 1/7\ d$ hergeleitet werden. Aus dieser Gleichung ergibt sich die Forderung, daß die graphisch dargestellten Kurven von P und H_V in allen Bereichen parallel verlaufen müßten. Dies ist allerdings nicht der Fall. Eine exakte Erklärung der Abweichungen in einigen Kurven (siehe z. B. Abb. 9a, Dentinbereich und Abb. 9b, vor allem mesiales Interglobulardentin) ist noch nicht möglich. Ob die Ursache in der unterschiedlichen Bestimmung der Größen P (mechano-elektrisch) und d (optische Ausmessung) liegt, kann bis jetzt noch nicht gesagt werden. An der Klärung dieser Frage wird noch gearbeitet.

5. BEZIEHUNG ZWISCHEN PLASTISCHER, ELASTISCHER UND GESAMTVERFORMBARKEIT

Wie im Ergebnisteil Abschnitt 6 bereits dargelegt, wurde zum besseren Verständnis der Zusammenhänge zwischen P, E und der Gesamtverformbarkeit die Größe $\frac{P}{E}$ "spezifische Verformbarkeit" und die Größe P + E "Gesamtverformbarkeit" bei der angewandten, in der gesamten Versuchsreihe konstant gehaltenen Prüfkraft von 0,735 N (75p), eingeführt. Große Werte für $\frac{P}{E}$ entstehen z. B. bei großer plastischer Verformung und gleichzeitig kleiner reversibler Verformung, also bei weichen, duktilen Materialien. Kleine $\frac{P}{E}$ - Werte bedeuten, daß die Substanz sehr elastisch ist. Es konnte gezeigt werden, daß Schmelz eine große Elastizität besitzt, während im Dentin die plastische Verformung größer ist (siehe Abb. 10). Die Summe von P und E gibt die Gesamtverformbarkeit an, der das Material während des Eindringens der Vickerspyramide unterworfen ist. Große Werte für P + E deuten darauf hin, daß eine große Verformung des Materials stattgefunden hat. Die Gesamtverformung betrug bei der vorgegebenen Belastung von 0,735 N (75p) im Schmelz etwa 4,5 µ - 4,9 µ, im Dentin 8,3 µ - 9 µ (siehe Abb. 11). Beim Vergleich der Abb. 10 und 11 kann gesagt werden, daß in allen Zahnbereichen, mit Ausnahme des Fissurenschmelzes, eine Zunahme der Gesamtverformbarkeit P + E mit einer Abnahme der spezifischen Plastizität korreliert ist. Im Fissurenschmelz liegt zwar eine Gesamtverformbarkeit P + E vor, die der von normalem Schmelz entspricht, die spezifische Plastizität $\frac{P}{E}$ erreicht jedoch einen Wert, wie wir ihn sonst nur in Kronendentin vorfinden. Daraus ergibt sich, daß Fissurenschmelz eine geringere Elastizität als normaler Schmelz besitzt.

6. MECHANISCHE VERFORMBARKEIT IM BEREICH DER KARIESSTELLE

In der kariösen Läsion konnte in den dem gesunden Schmelz benachbarten Bereichen eine große plastische Verformung mit kleiner elastischer Komponente festgestellt werden. Es ergab sich also ein großer $\frac{P}{E}$ - Wert, der auf weichen, kariös veränderten Schmelz schließen läßt. In den sich daran anschließenden Bereichen in Richtung auf das Zentrum der Läsion, wurden dagegen Werte von P gemessen, die von der gleichen Größenordnung wie im gesunden Schmelz waren. Die dazugehörige elastische Verformung war dagegen sehr groß. Der $\frac{P}{E}$ - Wert ist in diesem Bereich recht klein und deutet somit auf eine spezifische Plastizität hin, die mit der von gesundem Schmelz vergleichbar ist. Betrachten wir die Mittelwerte für $\frac{P}{E}$ und P + E in Abb. 10 und Abb. 11, so wird die Tatsache deutlich, daß im kariös veränderten Schmelz die spezifische Plastizität $\frac{P}{E}$ genauso groß ist, wie bei gesundem Schmelz. Es ändert sich nur die Gesamtverformbarkeit P + E, also nur die Gesamteindringtiefe. Diese Ergebnisse bekräftigen die Beobachtungen von REGNER (37), der bei seiner Untersuchung mit dem Ritzverfahren innerhalb einer Kariesstelle in unregelmäßiger Verteilung deutlich unterscheidbare Bereiche mit unterschiedlichem Eindringwiderstand fand.

7. VERÄNDERUNG DER MECHANISCHEN EIGENSCHAFTEN VON SCHMELZ UND DENTIN IN ABHÄNGIGKEIT VOM ALTER DES ZAHNES

Die Schwankung der Werte für die spezifische Plastizität $\frac{P}{E}$ bei den 3 verschieden alten Zähnen ist in den einzelnen Abschnitten des Zahnes so gering (siehe Abb. 10), daß eine Veränderung der mechanischen Eigenschaften mit zunehmendem Alter der Patienten nicht nachgewiesen werden konnte. Das gleiche kann in etwa auch für die Gesamt-

verformung P + E gesagt werden. Hier konnte lediglich im Bereich des Interglobulardentins eine Tendenz zur Abnahme der Gesamtverformbarkeit P + E mit zunehmendem Alter festgestellt werden (siehe Abb. 11). Dies kann dadurch erklärt werden, daß Interglobulardentin mit zunehmendem Alter einen höheren Verkalkungsgrad erreicht, wie MIAKE et al. (26) nachweisen konnten.

8. NOTWENDIGE BEDINGUNGEN FÜR DAS VERMEIDEN SYSTEMATISCHER FEHLER

Zusätzlich zu den Forderungen, die bereits im Abschnitt "Methode" genannt wurden, hat es sich gezeigt, daß noch folgende Maßnahmen beachtet werden müssen, um systematische Fehler zu vermeiden:

a) Die Meßapparatur muß eine Stunde vor Beginn der Messungen eingeschaltet werden. Dadurch wird eine Aufwärmung der Versuchsanordnung auf Betriebstemperatur erreicht und thermische Instabilitäten während des Meßvorganges weitgehend vermieden.

b) Das zu untersuchende Präparat muß ebenfalls eine Stunde vor Meßbeginn auf die Apparatur gelegt werden, um eine Temperaturangleichung zu erfahren. So werden großräumige Verformungen des Zahnes in sich selbst durch thermische Einwirkung der Mikroskopbeleuchtung vermieden.

Durch sorgfältige Beachtung dieser und der im Kapitel III. erwähnten Maßnahmen konnte die große, zunächst als zufallsbedingt angesehene Streuung der Einzelwerte für P und E, wie sie noch von GABRIEL, KLINGER und NAUJOKS (15) beschrieben wird, weitgehend vermieden werden.

9. BEMERKUNGEN ZUR REPRODUZIERBARKEIT UND ZU WEITEREN ANWENDUNGEN DER METHODE

Abschließend läßt sich sagen, daß das von GABRIEL (14) und KLINGER (15) entwickelte Meßverfahren und die gemeinsam mit v. LÜPKE gebaute Meßanordnung zur Erfassung der mechanischen Eigenschaften von Hartgeweben in Mikrobereichen gut geeignet ist, strukturelle Unterschiede sowohl gesunder als auch kariös veränderter Zähne festzustellen.

Die bei den vorliegenden Messungen gemachten Erfahrungen und die als zweckmäßig erkannten Meßbedingungen zur Vermeidung systematischer Fehler erlauben es nunmehr, geringe Unterschiede in den mechanischen Eigenschaften unterschiedlicher Schmelzstrukturen festzustellen. Dies wird zur Zeit zur Aufklärung der evolutionären Strukturanpassung von Schmelz und Dentin an fossilen Mäusezähnen untersucht (GABRIEL, v. KOENIGSWALD (16)). Auch zur Untersuchung der Veränderung von mechanischen Eigenschaften von Zahnstein als Folge prophylaktischer Maßnahmen wurde das Verfahren verwendet (WIEDEMANN, GABRIEL, KLINGER (53)). Die Veränderung der Hartgewebseigenschaften unter dem Einfluß unterschiedlicher Fluoridgaben erfährt in neuerer Zeit zunehmendes Interesse, wie Untersuchungen von SHINODA (45) zeigen. Die Fluoridzufuhr mit der Nahrung bewirkt nämlich nicht nur eine aus kariesprophylaktischer Sicht wünschenswerte Verringerung der Löslichkeit, sondern auch eine Veränderung der mechanischen Eigenschaften. Dies kann zu einer Verringerung der Abriebfestigkeit führen (SHINODA (45), NEUMEYER (29)). Auch für weiterführende Untersuchungen dürften die vorliegenden Erfahrungen und Ergebnisse sowie die vorgeschlagenen Verbesserungen wertvoll sein.

Als weiteres Ergebnis der Arbeit ist zu erwähnen, daß durch genaue Vorschriften für die Härtemessung nach VICKERS mit exakter Angabe von Prüflast, Belastungszeit und Behandlung von Meßapparatur und

Untersuchungsgut eine Möglichkeit geschaffen wurde, reproduzierbare und untereinander vergleichbare Härtemessungen durchzuführen.

Die in dieser Arbeit beschriebenen Schwierigkeiten bei der Deutung der einzelnen Kurvenabschnitte (z. B. bei der Deutung der Zusammenhänge zwischen P und H_V), bedürfen jedoch noch intensiver Untersuchungen, um eine problemlosere Anwendung der Meßmethode zu gewährleisten.

Für die routinemäßige Anwendung der Methode wäre es wünschenswert, wenn eine teilweise Automatisierung der Datenerfassung und eine elektronische Verarbeitung der Meßdaten möglich wäre.

VII. ZUSAMMENFASSUNG

Die Arbeit beschreibt die Anwendung eines Meßverfahrens, mit dem dynamische Messungen von plastischen und elastischen Eigenschaften an Zahnschliffoberflächen durchgeführt wurden. Mit dem Verfahren wurde die Größe der durch einen Eindruckdiamanten auf 8 Schliffoberflächen von 3 menschlichen Prämolaren unterschiedlichen biologischen Alters erzeugten reversiblen und irreversiblen Eindruckmarken durch mechano-elektrische und optische Ausmessung bestimmt und aus den Meßgrößen mit einem modifizierten Berechnungsverfahren charakteristische Kenngrößen abgeleitet. Hierzu wurden die Begriffe "spezifische Plastizität" als Quotient der plastischen Verformung P und der elastischen Verformung E und "Gesamtverformbarkeit" als Summe von P und E eingeführt. Es wird gezeigt, daß diese Kenngrößen besser zur Beschreibung der mechanischen Hartgewebseigenschaften geeignet sind als die bisher üblichen Eindruckhärte-Werte. Die Meßergebnisse ermöglichen folgende Aussagen über die untersuchten Zähne:

1. Die Härte des Schmelzes nimmt von der Oberfläche der Zahnkrone zur Schmelz-Dentingrenze hin ab. Eine Abnahme der Schmelzhärte von koronal nach apikal konnte nicht nachgewiesen werden.
2. Fissurenschmelz ist weicher als der übrige Schmelz.
3. Das normale Dentin ist härter als Interglobulardentin, Interglobulardentin ist härter als pulpennahes Dentin.
4. Eine Veränderung der mechanischen Eigenschaften sowie der Zahnhärte mit zunehmendem Alter der Patienten konnte nicht nachgewiesen werden.
5. Kariöser Schmelz ist in den Randzonen der Läsion sehr weich. Im Zentrum des Defektes konnten Bereiche nachgewiesen werden, deren mechanische Eigenschaften vergleichbar waren mit denen von gesundem Schmelz.

Diese Ergebnisse wurden mit Angaben in der Literatur verglichen. In einer Tabelle wurde versucht, die in der Literatur beschriebenen Messungen der mechanischen Eigenschaften von Zahnhartsubstanzen zu vergleichen. Es wird diskutiert, inwiefern die Unterschiede in der Literatur durch Unterschiede der verschiedenen Meßverfahren bedingt sein können. Es wird dargelegt, welche speziellen Untersuchungsbedingungen bei dem von uns verwendeten Verfahren beachtet werden müssen, damit systematische und zufällige Fehler weitgehend vermieden werden können.

VIII. LITERATURVERZEICHNIS

(1) Aeschbacher, M.: Die Erweichung der Schmelzoberfläche durch Fruchtsäfte unter in vitro-Bedingungen. SMFZ 58 (1967)

(2) Aktinson, H.F. and Saunsburry, P.: An investigation into the hardness of human enamel. Brit. Dent. J. 94, 249 (1953)

(3) Balle, D.: Mikrohärtemessungen im gesunden und kariösen Milchzahnschmelz. Med. Diss., Tübingen (1962)

(4) Baud, C.A. and Lobjoie, D.P.: Biophysikalische Studien der oberflächlichen Schichten des menschlichen Zahnschmelzes. J. Dent. Res. 44, 1143 (1965)

(5) Born, J.: Untersuchungen menschlicher und tierischer Zähne mit Hilfe des Ritzverfahrens zur Feststellung ihrer Härte und ihres Aufbaus. Med. Diss., Bonn (1939)

(6) Bückle, H.: Mikrohärteprüfung und ihre Anwendung. Berliner Union, Stuttgart (1965)

(7) Craig, R.G., Gehring, P.E., Peyton, F.A.: Relation of structure to the microhardness of human dentin. J. Dent. Res. 38, 624 (1959)

(8) Craig, R.G. and Peyton, F.A.: Elastic and mechanical properties of human dentin. J. Dent. Res. 37, 710 (1958)

(9) Craig, R.G. and Peyton, F.A.: The microhardness of enamel and dentin. J. Dent. Res. 38, 661 (1958)

(10) Craig, R.G., Peyton, F.A. and Johnson, D.W.: Compressive properties of dental enamel, cement and gold. J. Dent. Res. 40, 936 (1961)

(11) Duncanson, M.G. and Korostoff, E.: Compressive visco-elastic properties of human dentin. I. Stress-Relaxation Behaviour. J. Dent. Res. 54, 1207 (1975)

(12) Fukuda, K., Higashi, S., Miake, K., Matsui, T.: Studies on microhardness of human third molar, especially that of enamel. Bull. Tokyo Dent. Coll. 16 (1), 11 (1975)

(13) Fuß, H.G.: Zur Variation des Eindringwiderstandes bei der Ritzung von aufeinanderfolgenden Zahnschliffoberflächen. Med. Diss., Würzburg (1976)

(14) Gabriel, E.: Entwicklung, Verbesserung und Anwendung von Methoden zur quantitativen Untersuchung der Zahnhartsubstanzen und des Zahnhalteapparates. Habilitationsschrift, Würzburg (1974)

(15) Gabriel, E., Klinger, H.G. und Naujoks, R.: Bestimmung mechanischer Materialeigenschaften von Hartgewebsoberflächen in Mikrobereichen mit mechano-elektrischen Untersuchungsmethoden. DZZ 32, 691 (1977)

(16) Gabriel, E., von Koenigswald, W.: Correlation between enamel structure, mechanical properties and solubility of enamel from different mice and rat species. Poster - Presentation, 26th ORCA-Congress, European Organisation for Caries Research, Stirling, Scotland, 27th - 30th June, 1979 (in preparation)

(17) Gillmore, R.S., Pollak, R.R., Katz, J.L.: Elastic properties of bovine dentin and enamel. Archs. Oral. Biol. 15, 787 (1970)

(18) Hegdahl, T., Hagebö, T.: The load dependence in micro-indentation hardness testing of enamel and dentin. Scand. J. Dent. Res. 80, 449 (1972)

(19) Herrmann, M.: Härtemessungen am normalen und erkrankten Zahnhartgewebe. Arch. Oral. Biol. 4, 76 (1961)

(20) Herrmann, M. und Rozeik, F.: Über die Schmelzreife. Zahnärztliche Welt/Reform 63, 425 (1962)

(21) Hodge, H.C. and McKay, H.: The microhardness of teeth. J.A.D.A. 20, 227 (1933)

(22) Katz, J.L.: Hard Tissue as a Composite Material. I. Bounds on the elastic Behaviour. J. Biomechanics 4, 455 (1971)

(23) Kranich, J.F.: Untersuchung zur Knoop-Mikrohärte von Gläsern. Diss. TU Berlin (1974)

(24) Lehmann, M.L.: Tensile strength of human dentin. J. Dent. Res. 46, 197 (1967)

(25) Liss, J.: Untersuchung über das Verhalten der Schmelzoberfläche beim Genuß von sauren Früchten. DZZ. (Kariesheft) 21, 1134 (1966)

(26) Miake, K., Chang, C.H., Matsui, T.: Studies in calcification in the interglobular dentin. Bull. Tokyo Dent. Coll. 14, 65 (1973)

(27) Mott, B.W.: Die Mikrohärteprüfung. Berliner Union, Stuttgart (1957)

(28) Nakayama, W., Hall, D., Grenoble, D., Katz, J.L.: Elastic Properties of restorative resins. J. Dent. Res. 53, 1121 (1974)

(29) Neumeyer, S.: Abrieb- und Ätzverhalten von Rattenschneidezähnen nach unterschiedlicher Fluoridkonzentration im Trinkwasser. Med. Diss., Würzburg, in Vorbereitung (siehe auch Bericht des Sonderforschungsbereiches 92 "Biologie der Mundhöhle", Würzburg, 1978, Seite 118 - 126)

(30) Newbrun, E.: Variations in the hardness of enamel. Dent. Progr. 2, 101 (1962)

(31) Newbrun, E. and Pigman, W.: The hardness of enamel and dentin. Aust. Dent. J. 5, 210 (1960)

(32) Nose, K.: Study on the hardness of human and animal teeth. J. Kyoto Pref. Med. Univ. 69, 1925 (1961)

(33) Peyton, F.A., Mahler, D.B., Hershenov, B.: Physical properties of dentin. J. Dent. Res. 31, 366 (1952)

(34) Pothmann, C.: Härtemessungen am Dentin menschlicher Zähne. Stoma 18, 182 (1965)

(35) Purdell - Lewis, D.J., Groeneveld, A., Arends, J.: Hardness tests on sound enamel and artificially demineralized white spot lesions. Caries Res. 10, 201 - 215 (1976)

(36) Rahn, B.A., Cordey, J., Ziegler, W.J., Perren, S.M.: Microindentation hardness testing for the determination of elastic and viscoelastic properties of bone. J. Biochmechanics V. (1977)

(37) Regner, K.: Untersuchung an aufeinanderfolgenden Zahnschliffoberflächen zur Variation des Ritzwiderstandes in kariös veränderten Bereichen. Med. Diss., Würzburg (1979), im Druck.

(38) Riefenstahl, P.: Härtemessungen an Zähnen verschiedenen Alters. Med. Diss. FU Berlin (1966)

(39) Hofmann, K.L.: Erfassung von Veränderungen der Zahnschmelzoberfläche unter einem nicht festsitzenden kieferorthopädischen Band. Med. Diss. Würzburg, 1977

(40) Runham, N.W., Thornton, P.R., Shaw, D.A., Wayte, R.C.: The mineralisation and hardness of the radular teeth of the patella vulgata. Z. Zellforsch. 99, 608 (1969). Die Begriffe "composite material", "Verbundmaterial' oder 'Verbundwerkstoff" wurden später von verschiedenen Autoren auf mineralisierte, biologische Hartgewebe angewendet: z.B. Katz, J.L. (22)
Märkel, K.: Morphologie der Seeigelzähne.
V. Die Zähne der Clypeastoidea.
Z. Morph. tiere 778, 221 - 256 (1974)
Gabriel, E.: Der Zahnschmelz als "Verbundwerkstoff".

(41) Ryge, G., Foley, D.E. Fairhurst, C.W.: Microindentation Hardness. J. Dent. Res. 40, 1116 (1961)

(42) Schirbort, K.: Physikalische Untersuchung über die Nachhärtung des Schmelzes. Med. Diss. FU Berlin (1963)

(43) Schramm, E.: Härtemessungen am Zahnschmelz. Zahnärztliche Praxis 11, 122 (1958)

(44) Seiller, W.: Über Vickers - Mikrohärtemessungen an Schmelz, Dentin und Zement. Ost. Z. Stomatol. 70, 222 (1973)

(45) Shinoda, H.: Effekt of Long-Term Administration of Fluoride on Physiko-Chemical Properties of Rat Incisor Enamel. Calcif. Tiss. Res. 18, 91 (1975)

(46) Skinner, E.E.: The Science of dental Material. Saunders, Philadelphia (1958)

(47) Souder, W., Paffenbarger, G.C.: Physikal Properties of dental Materials, Nat. Bur. Stand. C 433 (1942)

(48) Stanford, J.W., Paffenbarger, G.C., Kumpula, J.W., Sweeney, W.T.: Determination of some Compressive Properties of human Enamel and Dentin. J.A.D.A. 57, 487 (1958)

(49) Stanford, J.W., Weigel, K.V., Paffenbarger, G.C.: Compressive properties of hard tooth tissues and some restorative materials. J.A.D.A. 60, 746 (1960)

(50) Swartz, M.L. and Phillips, R.W.: Solubility of enamel on areas of known hardness. J.Dent.Res. 31, 293 (1952)

(51) Totah, V.P.: Increase in hardness of dentin on drying. J.Dent.Res. 21, 99 (1942)

(52) Tyldesley, W. R.: The mechanical properties of human enamel and dentin . Brit. Dent. J. 106, 269 (1959)

(53) Wiedemann, W., Gabriel, E., Klinger, H. G.: Vergleichende Untersuchungen der Zahnsteinhärte nach Anwendung von 2 Zahnpasten. DZZ. 34, 350 - 352 (1979)

Herrn Dipl. Physiker Dr. rer. nat. Dr. med. habil. E. Gabriel danke ich für die Überlassung des Themas und die hervorragende Betreuung während der Anfertigung der Arbeit.

Herrn Professor Dr. F. Gehring danke ich für die Übernahme des Referates.

Ich danke auch Herrn Professor Dr. R. Naujoks für seine Bereitschaft, das Korreferat zu übernehmen.

Zu besonderem Dank bin ich der Deutschen Forschungsgemeinschaft verpflichtet, welche die vorliegende Arbeit im Rahmen des Sonderforschungsbereichs 92 "Biologie der Mundhöhle" unterstützt hat.

Herrn v. Lüpke danke ich für den Aufbau des elektronischen Teils der Versuchsanordnung und für die Wartung während der Messungen.

LEBENSLAUF

Am 5. Oktober 1951 wurde ich als Sohn des Kaufmanns Roman Götz und seiner Ehefrau Gisela, geb. Ferber in Miltenberg geboren.

Im September 1957 trat ich in die Volksschule zu Miltenberg ein. Nach einer Aufnahmeprüfung wechselte ich 1961 in das math.-naturw. Gymnasium Miltenberg über. Dort legte ich am 18.5.1971 die Reifeprüfung ab.
Vom 13.9.1971 - 31.3.1972 arbeitete ich im Dental-Labor der Firma Wilhelm Kimmel KG in Mainz als zahntechnische Hilfskraft.
Vom Sommersemester 1972 bis zum Sommersemester 1973 war ich an der Universität Mainz im Fach Chemie immatrikuliert. Zum Wintersemester 1973/74 erhielt ich die Zulassung zum Studium der Zahnheilkunde an der Universität Würzburg. Hier legte ich im Frühjahr 1976 das Physikum und im Wintersemester 1978/79 das Staatsexamen ab.
Die Approbation als Zahnarzt erhielt ich am 23.3.1979 vom Bayerischen Staatsministerium des Innern.
Vom 1.3.1979 - 30.4.1979 war ich an der Universität Würzburg im Sonderforschungsbereich 92 "Biologie der Mundhöhle" als wissenschaftlicher Angestellter tätig.
Seit Mai 1979 leiste ich meinen Grundwehrdienst von 15 Monaten ab.

Joachim Götz